

공개특허특2000-0064472

(19)대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)(51) Int. Cl. 6
H04R 29/00(11) 공개번호 특2000-0064472
(43) 공개일자 2000년11월06일

(21) 출원번호	10-1998-0704651	
(22) 출원일자	1998년06월19일	
번역문제출일자	1998년06월19일	
(86) 국제출원번호	PCT/US1996/13126	(87) 국제공개번호
(86) 국제출원출원일자	1996년08월14일	(87) 국제공개일자
(81) 지정국	AP ARIPO특허 : 케냐, 레소토, 말라위, 수단, 스와질랜드, EA 유라시아특허 : 벨라루스, EP 유럽특허 : 오스트리아, 벨기에, 스위스, 독일, 덴마크, 스페인, 프랑스, 영국, 그리스, 이탈리아, 룩셈부르크, 모나코, 네덜란드, 포르투갈, 스웨덴, 국내특허 : 아일랜드, 알바니아, 오스트레일리아, 바베이도스, 불가리아, 브라질, 캐나다, 중국, 쿠바, 체코, 에스토니아, 그루지야, 헝가리, 이스라엘, 아이슬란드, 일본, 북한, 대한민국, 스리랑카, 라이베리아, 리투아니아, 라트비아, 마다가스카르, 마케도니아, 몽고, 멕시코, 노르웨이,	

(30) 우선권주장	8/580,051 1995년12월20일미국(US)
(71) 출원인	데시벨 인스트루먼트, 인코포레이티드 애드난 쉰니브 미국 94555 캘리포니아 프레몬트 캠퍼스 드라이브 34790 데시벨 인스트루먼트, 인코포레이티드 리차드 와일드 미국 94555 캘리포니아 프레몬트 캠퍼스 드라이브 34790
(72) 발명자	세넵, 애드난 미국 94555 캘리포니아 프레몬트 제나두 테라스 34337
(74) 대리인	남상선
심사청구 : 없음	

(54) 보청기미착용,보청기모의착용,및보청기착용상태의청력평가를위한가상전기음향청력측정방법및장치

요약

음원, 공간화 좌표, 음향적 경계, 하나 또는 그 이상의 모의 보청기를 나타내는 신호들, 및 개인화된 몸/외이 전달 함수들을 포함하는 디지털 방식으로 제어되는 신호 처리 변수들, 및 선택된 모델들에 따른 하나 또는 그 이상의 신호원의 디지털 필터링 (18)은 보청기 미착용, 보청기 모의 착용, 및 보청기 착용 청력 평가 동안 고막(26) 근처의 공통된 기준점에서 이도 내부 응답들을 측정하기 위한 마이크로폰 탐침을 포함하는, 이도(21) 내부에 위치한 이도 내부 인공보청물(22)을 통해 객관적 및 주관적 청력 평가를 하기 위해 청각 장애인(20)에게 제공하기 위한 시뮬레이트된 3차원 음향 조건을 합성한다. 가상 전기음향 청력계 (19)는 고막 근처에서의 음향 응답을 포함하는 기준 측정치와 보청기 미착용 청력측정 평가의 결과에 근거한 보청기의 전기음향 변수들을 계산한다. 다음, 시스템은 음향 신호 모델, 공간화 모델, 음향 경계 모델, 및 보청기 모의 착용 조건의 경우 계산된 보청기 모델의 결합된 선택을 반영하는 음향 신호들을 합성한다.

대표도

도1

명세서

기술분야

본 발명은 청력 평가와 보청기 맞춤에 관련된 것이다. 더 상세히 말하면, 본 발명은 보청기 미착용(unaided), 보청기 모의 착용(simulated aided), 그리고 보청기 착용(aided) 상태에서의 청력 평가를 위한 가상적인 전기음향학적 청력 측정 방법 및 장치에 관련된 것이다.

배경기술

인간의 청각 시스템은 복잡한 3차원 공간으로부터의 소리를 외이, 중이, 내이, 및 뇌의 청각 피질로 연결되는 복잡한 신경 경로를 통해 처리한다. 상당한 비율의 인구, 특히 성인이 여러 가지의 전도성 청각 장애, 지각기관의 청각 장애, 또는 중추신경의 청각 장애에 기인하는 상당한 청력 손실에 영향을 받고 있다. 달리 내과적으로 치유되거나 외과적으로 완화될 수 없는 그런 타인의 청각 장애인들에게는 보청기를 통한 회복만이 유일한 선택이다.

보청기 및 맞춤 기술은 지속적으로 진보되고 있다. 오늘날의 이어-레벨 (ear-level)보청기 즉 in-the-ear(ITE), behind-the-ear(BTE), in-the-canal(ITC), 및 completely-in-the-canal(CIC) 타입들은 전자적 및 기계적 소형화에 힘입어 외관상 더욱 매력적이다. 한편, 더욱 중요한 것은 적응성 필터링 및 멀티-밴드 다이내믹 압축과 같은 진보된 보청기 신호 처리 방식의 이용가능성의 증가이다.

제작자들이 계속적으로 독특한 신호 처리 방식을 가진 새로운 보청기를 개발함에 따라, 보청기 처방 전문가들이 청각 장애인을 위한 보청기의 처방과 선택을 함에 있어 어려움이 증가하고 있다. 이용 가능한 보청기 처리 방식을 대강 보면 대부분의 보청기 처방 전문가들을 당황하게 할 카테고리, 서브-카테고리, 및 관련된 두문자어의 인상적인 배열이 드러난다(Muller, H. G., A Practical Guide To Today's Bonanza of Underused High-Tech Hearing Products, Hearing Journal, vol.46, no.3, pp.13-27, 1993 참조).

오늘날, 처방 보청기의 최적 맞춤은 청각 장애인의 청력 회복에 있어 어려운 목표로 남아있다. 근본적 문제는 보청기 성능에 영향을 미치는 수많은 전기적, 음향적, 물리적, 기타 다른 변수들이 존재한다는 것이다. 이들 변수에는 신호 처리 방식, 전기 회로 조정, 보청기의 크기, 삽입 깊이, 통기구 크기, 및 생활양식에 관련된 요소들이 있는 바, 이들은 보청기의 처방 및 맞춤 시에 고려되어야 한다. 이들 보청기 변수들은 복잡하고 고도의 상호관련성이 있을 뿐 아니라 청각 장애인 개개인과 청취 장치의 독특한 상호작용에 따라 변하기도 한다.

일반적으로, 보청기의 본래 위치에서의 동작 특성은 오늘날의 통상적인 맞춤 수단과 방법으로는 예견될 수 없다. 보청기 사용자들의 불만 - 부분적으로는 부적절한 보청기 처방으로 인한 - 은 산업계 보고에 의하면 종종 20%를 넘는 높은 반쯤률로 나타난다.

불만족스러운 보청기의 원인이 되는 요인들

1. 통상적인 청력 진단의 부정확성.

청력 평가는 보청기의 처방 및 맞춤에 있어 첫 번째 단계이다. 모든 보청기 처방서가 청력 진단 데이터의 집합에 의존하기 때문에 개인의 청각 기능의 정확한 평가가 중요하다(Muller, H. G., Hawkins, D. B., Northern, J. L., Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment, Singular Publishing Group, Inc., 1992: Ch.5 참조).

보청기 처방 순서에는 진단 데이터를 보청기의 선택에 사용되는 목표 보청기 전기음향 변수로 변환하는 단계가 포함된다. 전통적인 청력 평가 방법과 장치에는 음향 신호를 귀에 결합시키기 위한 여러 가지의 공기-유도 변환기(air-conduction transducers)가 포함된다. 흔히 사용되는 변환기에는 TDH-39, TDH-49, TDH-50과 같은 수프라-오랄(supra aurial)이어폰, ER-3A같은 삽입(insert) 이어폰, 그리고 자유장(free-field)스피커 등이 포함된다(Specification of Audiometers, ANSI S3.6-1989, American Standards National Institute 참조).

그러한 변환기로 얻은 임계 치수(threshold measurement)는 이 과학(耳科學)적으로 정상적인 사람의 집단을 테스트하여 얻어진 평균 임계치에 인용된다. 정의에 의해, 평균 임계치는 0 데시벨 청력수준 즉, 0 dB HL(hearing level)로 언급된다. 이 0 데시벨 기준 개념에 의하면, 이 과학적으로 정상적인 사람에 대한 임계치수는 20 dB 또는 그 이상까지 변할 수 있다. 이 변화는 아래의 요인에 기인할 수 있다.

1. 사용되는 변환기 타입 및 귀에 대한 변환기의 배치에 기인하는 변화성.

Mowrer등의 연구에 따르면, 임계치의 36% 에서 10dB의 편차가 나타났다(Mowrer, D. E., Stearns, C., Threshold measurement variability among hearing aid dispensers, Hearing Instrument, vol.43, No.4, 1992 참조). 전통적인 변환기를 사용하여 얻은 치수의 또다른 주요한 단점은 그 결과가 동일한 사람에 대하여 다른 변환기를 사용해 얻은 치수와 상호 교환될 수 없다는 것이다(Gauthier, E. A., Rapisadri, D. A., A Threshold is a Threshold is a Threshold... or is it?, Hearing Instruments, vol.43, no.3, 1992 참조).

2. 인간의 귀를 대신할 수 없는 결합기를 사용하는 변환기 교정(calibration) 방법에 기인하는 변화성.

비록 최근에 개발된 결합기들이 평균적인 인간의 귀의 음향 임피던스 특성에 더 잘 부합하기는 하지만, 이 인공 귀의 정확성에 관해 아직도 논쟁이 있다(Katz, J., Handbook of Clinical Audiology, Third Edition, 1985, pp. 126 참조). 오늘날 대부분의 교정 방법들은 실제 인간의 귀와는 상당한 음향 특성 편차를 가진 것으로 알려진 6-cc 또는 2-cc 결합기에 의존하고 있다(Specification of Audiometers, ANSI-S3.6-1989, American Standards National Institute 참조). 게다가, 평균적인 인공 귀에 관해 일치가 이루어지더라도, 귓바퀴, 이도, 외이의 개개의 음향 특성 및, 더 작은 정도지만, 머리와 가슴의 개개의 음향 특성에 기인하는 개인간의 차이는 상당하다(Muller, H. G., Hawkins, D. B., Northern, J. L., Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment. 1992, pp. 49-50 참조). 어떤 연구에서는, 성인 25명의 50개의 귀에 대해, 고막에서 음향 압력 레벨(sound pressure levels, SPL)이 측정되었을 때, 주체 상호간의 편차(inter-subject variability)는 여섯 개의 표준 청력 측정 주파수에 걸쳐 38dB 까지 나타났다(Valente, M., Potts, L., Valente, M., Vass, B., Intersubject Variability of Real-Ear SPL:TDH-39P vs ER-3A Earphones, In press. JASA 참조).

3. 전통적인 청력 측정 방법은 이동(moving) 다이어그램의 마모 또는 손상에 기인하는 변화에 대한 변환기 특성이 알려지더라도 자기-교정(self-calibration)수단을 제공하지는 않는다.

통상적인 주관적 청취 방법을 사용하는 의사들은 변환기 감도의 점진적인 변화를 감지하지 못한다.

비록 상기 요인들에 기한 어려움이 모든 경우에 누적적이지는 않아도, 상당한 어려움의 가능성은 항상 존재한다. 게다가, 이들 어려움은 모두 주파수에 걸쳐 일정하지 않아서 전체 볼륨조절을 통한 맞춤 처리 동안 간단히 보상되지는 않는다.

II. 보청기 미착용 및 보청기 착용 청력 평가에서의 실재 청취 조건의 결여.

1. 양청의 이익(binaural advantage) 고려의 결여.

많은 연구에 의해 단청(monaural listening)에 대한 양청의 이익이 증명되었다(Cherry, E. C., Some Experiments on the Recognition of Speech with One and Two Ears, JASA, vol.25, no.5, 1953, pp.975-979; Cherry, E. C., and Tylor, W. K., Some Further Experiments on the Recognition of Speech with One and Two Ears, JASA, vol.26, 1954, pp. 549-554 참조). 이들 연구는 양청 마스킹 레벨 차이(Binaural Masking Level Difference, BMLD)와 양청 명료도 레벨 차이(Binaural Intelligibility Level Difference, BILD)에 의해 주어지는 이익에 초점을 두었다.

초기의 BMLD와 BILD 연구는 여러 가지의 위상(phase) 관계에서 한쪽 또는 양쪽 귀에 신호와 잡음을 제공하는 것을 포함했다. 톤(tone)감지와 언어의 명료도는 신호/잡음 상 관계에 의존하며, 15dB 정도 변하는 것으로 나타났다. 비록 이들 연구의 많은 경우가 양청 조건의 중요성을 제시하지만, 오늘날의 보청기 착용 또는 보청기 미착용의 청력 평가 방법은 주로 단청 테스트 조건 즉, 한번에 하나의 귀만 테스트하는 방법을 따른다.

2. 공간화된 음향(Spatialized Sound) 고려의 결여.

언어 및/또는 잡음과 같은 청력 측정 신호가 보통의 청력계 및 이와 관련된 변환기를 통해 귀에 전달되면, 테스트 주체에 의한 음향 인지는 공간상의 어떤 특정한 한 점에 국한되지 않는다(Specification of Audiometers, ANSI-S3.6-1989, American Standards National Institute 참조). 예를 들어, 언어 청력 평가에서, 언어 자극 레벨은 하나의 귀에 대해 조정되고, 언어 잡음 레벨은 분리되어 반대쪽 귀에서 조정된다. 테스트 주체는 음향이 머리 내에 존재한다고 인지하며, 위치 측정은 좌/우 방향에만 한정된다. 이런 타입의 신호 제공과 인지는 두개골 내부적(intracranial)이라 불리는데, 이는 인간이 보통 자연의 음향을 인지하는 방식과는 다르다. Bronkhorst, Plomp, 그리고 Begault에 의한 최근의 연구는 헤드폰 국부화 기술(headphone localization techniques)을 사용한 종전의 양청 상호작용 이익 연구를 상세히 부연하였다(Bronkhorst, A. W., Plomp, R., The Effects of Head-Induced Interaural Time and Level Differences on Speech Intelligibility in Noise, Journal of the Acoustical Society of America, vol.83, no.4, 1998, pp. 1508-1516; Bronkhorst, A. W., Plomp, R., The Effects of Multiple Speech-like

Maskers on Binaural Speech Recognition in Normal and Impaired Hearing, Journal of the Acoustical Society of America, vol.92, no.6, 1992, pp. 3132-3139; 및 Begault, D. R., Call Sign Intelligibility Improvement Using a Spatial Auditory Display, Ames Research Center, NASA Technical Memorandum 104014, April 1993 참조). 이들 연구의 결과는 언어 인지는 강도뿐 아니라 언어와 잡음간의 공간적 관계에도 의존한다고 결론짓고 있다.

3. 실제 청취 환경에서의 평가 방법의 결여.

언어의 명료도와 식별력은 경쟁되는 언어 및 다른 주위 소리가 있으면 감소한다. 게다가, 방(room)의 음향적 특성 - 예를 들어 벽과 방안의 물체 - 은 원래의 신호원에 가해진 필터링 과정에서 모두 중요한 역할을 한다. 이들 필터링 효과는 청각 기능상 보통 제한된 주파수 응답과 동적 범위(dynamic range)를 가진 청각 장애인에게 특히 중요하다.

통상적인 변환기를 통해 경쟁음과 주위음(environmental sounds)을 제공하는 오늘날의 방법들은 보통의 청취조건상의 음향적 현실성을 나타내지 못하고 있다. 테이프 레이어, 콤팩트 디스크, 또는 컴퓨터 디지털 플레이 백을 통해 제공되는 기록 음향은 사용된 변환기 및/또는 임상장치의 실내 음향상태의 필터링 효과를 필요로 한다. 오늘날 구체적이고 실재적인 청취 시나리오에서 개인의 청취 능력을 평가 또는 예측할 수 있는 청력 평가 방법은 없다.

예를 들어, 보통 교실에서 보청기를 미착용한 조건에서의 청력 장애아의 청취 능력과, 동일한 교실 환경에서 특정한 청취 보조기 즉, 보청기를 착용한 어린이의 청취 능력. 현재, 이들 그리고 다른 청각적 경험들은 임상장치로는 다루어 질 수 없는 것이 어쩔 수 없는 현실이라고 생각되고 있다(Muller, H. G., Hawkins, D. B., Northern, J. L., Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment, 1992, pp. 69 참조).

III. 현재의 실제-귀 측정(real-ear measurement, REM) 장치와 방법의 한계.

최근, 보청기의 본래 위치에서의 성능을 평가하기 위해 실제 귀 측정(REM) 시스템이 개발되었다. REM은 즉, 스피커와 같은 자유장 자극에 대해 고막에서 얻어지는 귀의 응답을 테스트 탐침으로 측정하도록 구성되어 있다. 제 2의 기준 마이크(reference microphone)는 보통 이도의 개구부에 가까운 이도의 바깥 부분에 위치된다. 기준 마이크는 자유장 스피커에 대해 머리가 움직임에 따라 자극 레벨을 조절하고 테스트 탐침을 교정하기 위해 사용된다.

포괄적인 REM 평가를 위해, 보청기 미착용 즉, 개방된 이도의 조건에서의 실제 귀 응답의 측정이 먼저 이루어진다. 다음 자연적인 이도 응답 특성 및 또다른 기준에 근거하여 목표 보청기 특성이 계산된다(Muller, H. G., Hawkins, D. B., Northern, J. L., Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment, 1992, Ch. 5. 참조). 그 후의 방문동안 보청기가 처방되고, 주문되고, 배달될 때, 보청기는 탐침 튜브 위에 삽입되고 처방된 목표 보청기 특성에 적합하도록 조정된다.

REM평가와 REM에 근거한 처방 방법은 청력 측정 데이터 및 보청기 2-cc 결합기 설명서에 따른 종전의 맞춤 방법에 비해 상당한 개선을 가져온다. 비록 REM이 보청기의 본래 위치에서의 성능을 통찰하는 능력을 주기는 하지만, 아래에 설명하는 바와 같이 몇 개의 근본적 문제점을 갖고 있다.

1. REM 테스트 결과는 귀에 대한 스피커의 위치/방향에 따라 상당히 달라지며, 특히 고주파에서는 더욱 그러하다(Muller, H. G., Hawkins, D. B., Northern, J. L., Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment, 1992, pp. 72-74 참조).

2. 실제 귀 측정은 특정 자극 타입, 음원과 귀사이의 거리/방향, 그리고 실내 음향 상태에서 행해진다. 특정한 테스트 조건은 보청기 사용자들이 겪는 실재적인 청취 시나리오를 나타내지 않을 수도 있다. 사실, 통상적인 REM 접근법을 사용하면, 보청기는 특정 청취 조건에 대해서는 최적화지만 있지만, 청각 장애인에게는 더 중요할 수도 있는 다른 조건하에서는 성능이 저하될 수도 있다.

3. 정확한 REM 측정을 위해서는 테스트 탐침을 개인의 이도 내에 잘 위치시킬 필요가 있다. 탐침이 고막에 더 가까울수록, 결과는 더 정확해지며, 특히 고주파 측정에 대해 더욱 그러하다(Muller, H. G., Hawkins, D. B., Northern, J. L., Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment, 1992, pp. 74-79 참조).

현재의 탐침 배치 방법은 의사의 기술과 보통의 성인의 경우 25mm인 이도의 구체적 길이에 크게 의존한다. 오늘날의 REM 방법은 탐침 팁(tip)을 시각적으로 관찰하도록 한다. 이것은 보청기 착용의 평가 과정동안 보청기가 이도 내에 위치할 때 특히 문제가 된다. 통상의 시각적 방법의 유일한 예외는 Aurora 시스템에서 사용하기 위해 Nicolet Corp.에서 개발한 음향 응답 방법이다(Chan, J., Geisler, C., Estimation of Eardrum Acoustic Pressure and Ear Canal Length from Remote Points in the

Canal, J. Acoust. Soc. Am. 87(3), March 1990, pp. 1237-1247; 그리고 U. S. Patent #4,809,708, Method and Apparatus for Real Ear Measurements, March 1989 참조). 그런데, Nicolet의 음향 응답 방법은 탐침을 이도내의 원하는 위치에 배치하기 전에 두 개의 교정 측정을 필요로 한다.

4. REM 테스트 결과는 귀 근처의 기준 마이크의 배치에 따라 상당한 변화를 갖는다. 예로서는 6 kHz 이상의 주파수에서 특히 중요하다(Muller, H. G., Hawkins, D. B., Northern, J. L., Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment, 1992, pp. 72-74 참조).

5. REM 장치는 표준 음향 측정 주파수에 걸쳐 종종 50 dB SPL을 초과하는 주위 배경 잡음을 가진 방 안에서 음장(sound field) 스피커를 사용한다. 이 때문에 충분한 신호 대 잡음 비율을 가지는 측정치를 만들기 위해서는 60 dB 또는 그 이상의 자극 레벨이 요구된다. 이것은 낮은 레벨의 음향 자극 하에서의 보청기 성능 특성이 요구될 때 문제가 된다.

IV. 진단, 처방법, 그리고 실제 귀 측정치를 상호 연관시키는 문제.

진단 데이터를 청각장애인의 맞춤 요구와 적절히 상호 관련시키는 문제는 보청기 맞춤 결과에 기여하는 중요한 요인이다. 진단 측정치는 보통 6-cc 결합기로 교정된 변환기를 사용하여 dB HL로 얻어진다. 보청기 설명서와 성능 측정치는 실제 귀를 대신할 수는 없는 2-cc 결합기를 사용하여 얻어진다. 맞춤 과정에는 표준 청력 측정 주파수에 걸친 동일한 진단 데이터에 대해 15dB 정도 변하는 것으로 알려진 결과의 사용 및 몇몇 처방법 중의 하나의 사용이 포함된다(Muller, H. G., Hawkins, D. B., Northern, J. L., Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment, 1992, p 107). 이들 맞춤 처방법은 보청기 요건과 개개의 청각장애인의 상호관계를 간략화시키는, 통계에 의한 전환 계수를 포함한다. 한편, 평균 전환 계수는 객관적으로 측정된 개인의 전환 계수에 비해 상당한 변화를 갖는 것으로 알려져 있다.

측정 어려움과 데이터 상호관련에 관계된 어려움을 감소시키기 위해 몇몇 방법과 프로토콜들이 제안되었다(Sandberg, R., McSpaden, J., Allen, D., Real Measurement from Real Ear Equipment. Hearing Instruments, Vol. 42, No. 3, 1991, pp. 17-18 참조). 그런데, 통상의 청력 측정의 한계와 REM 장치의 한계 및 임상장치의 제안된 프로토콜들의 효율성에 관련된 다른 요인들로 인해 이러한 여러 프로토콜들이 아직 널리 받아들여지지 않고 있다.

보청기의 사용을 통한 청력 회복은 의학적으로 또는 다른 방법으로 치료될 수 없는 많은 청각장애인을 위한 유일한 선택으로 남아있다. 보청기를 맞추기에 앞서 충분한 청력 측정 평가가 첫 단계로 요구된다. 보통 단순음과 하나 이상의 언어 인지 테스트가 기본 청력 측정 테스트에 포함된다. 임계 청력도 테스트에서 얻어진 주파수 응답 프로파일(profile) 외에도, 청력 기능 범위의 프로파일을 설정하기 위해 초임계(suprathreshold) 측정치도 얻어질 수 있다. 청력 측정 평가에 이어, 다음으로 보청기가 처방되고, 선택되고, 주문되고, 이어서 제조자로부터 받거나 병원에서 조립된 후에 착용되고 조정된다. 보청기의 전기음향 변수의 맞춤과 결정에는 보통 여러 가지 소리 세기 레벨의 언어 또는 다른 음향에 대한 개인의 주관적 응답에 근거한 주관적 측정치를 얻고, 또 여러 처방법 중 하나에 근거한 바라는 목표 특성을 얻기 위해 객관적 측정치를 결합하는 것이 포함된다.

헤드폰, 삽입 자막, 또는 음장 스피커를 사용하는 통상의 청력 측정 방법들은 개개인의 귀에 실제 청취조건하에서의 음향전달을 대신할 수는 없는 방식으로 청각적 에너지를 제공하는 것에 의존한다. 통상적인 청력 측정기들은 여러 가지의 어조, 언어, 그리고 잡음 자극을 개개의 귀에 제공하므로 개인의 양청 통합 이점을 조사하지 못하며 3차원 음향 환경에서의 청각 기능을 평가하지도 못한다.

통상의 청력 측정 방법들의 다른 주요한 단점은 그러한 방법들이 보청기 미착용 상태에서의 평가 결과를 보청기 요건과 상호관련시키기 위해 이도의 내부에 관한 개인의 청각 기능을 정확하고 객관적으로, dB SPL과 같은 절대적인 물리적 표현으로 평가할 수 없다는 것이다. 하나의 예외는 Ensoniq에 의해 개발된 탐침-마이크-교정 맞춤 시스템(probe-mike-calibrated fitting system)인데, 이는 단지 테스트의 정확성만을 기할 수 있다(Gauthier, E. A., Rapisadri, D. A., A Threshold is a Threshold...or is it?: Hearing Instruments, vol. 43, no. 3, 1992 참조).

게다가, 통상의 청력 측정 기계와 방법들은 하나 이상의 처방된 보청기의 전기음향 성능을 시뮬레이팅 하거나 개개인의 독특한 청취 요건에 관련된 실제의 음향 조건에서 그 시뮬레이팅된 기능을 평가할 수 없다.

70년대와 80년대에 어느 정도의 인기를 끌었던 마스터(master) 보청기의 구상에서는 보청기 사용자에게 보청기의 모의 착용을 제공하는 기계가 포함된다(Selection Instrumentation/Master Hearing Aids in Review, Hearing Instruments, Vol. 39, No. 3, 1988 참조). Veroba 등(미국 특허 제 4,759,070호, Patient Controlled Master Hearing Aid, Jul. 19, 1988)은 환자가 제어하는 보청기 모듈을 개시하고 있는데, 이는 이도에 삽입되어 있으며, 개인에게 예를 들어 아날로그 회로 블록과 같은 여러 신호 처리 옵션을 제공하는 테스트 모듈에 연결되어 있다. 청각장애인은 청각장애인의 머리 주위에 위치한 일단의 스피커들을 통해 테이프 데크로부터 재생되는 실제 세상의 음향을 제공받는 반면, 보청기 특성은 토너먼트식 제거 과정에 의해 결정된다.

시스템의 맞춤 과정은 양자택일적인 신호 처리 옵션을 연속적으로 결정하여, 아마도 최적의 맞춤상태에 결국 도달하게 될 청각 장애인의 주관적 응답에 근거한다.

본질적으로 시대에 뒤떨어진 제품으로서, 상업적으로는 프로그램 가능한 청각 비교기(Programmable Auditory Comparator)로 알려진, Veroba 시스템을 통한 맞춤 과정은 보청기의 선택과 맞춤을 위한 어떠한 객관적 측정치 또는 계산치도 가지고 있지 않다. 사실상, 전체 맞춤 과정은 청각 장애인의 주관적 응답에 근거한다. 대부분의 청각장애인들이 스스로 적절하고 효율적인 방법으로 여러 청취 환경 하에서 보청기의 여러 복잡하고 상호 관련된 전자음향 변수의 범위를 조사할 수는 없음이 분명하다. Veroba의 심각한 한계는 그것이 보청기 모의 착용 상태의 동작을 객관적으로 평가하는 방법을 개시하지 않았으며, 보청기 착용시의 동작이 청력 측정 평가 과정 동안 미리 결정된 개인의 보청기 미착용 상태의 응답과 어떻게 관련되는지를 개시하지 않았다는 것이다.

Veroba의 시스템에서 입증되지 않은 주요 청구범위는 청각장애인의 머리 주위에 배치된 스피커와 테이프-데크 재생기를 통한 실재 청각 환경의 시뮬레이션이다. 그런데, 재생되는 기록 음향 신호는 나아가 스피커 특성, 귀/머리에 대한 스피커 위치, 및 방의 음향적 특성 즉, 벽의 반사와 음향 흡수 때문에 음향적 수정을 필요로 한다. 테이프 데크와 개개의 귀 사이의 전달 채널 사이의 모든 특정한 음향 수정기(acoustic modifiers)에서의 인수분해 없이는, 실재 청취 조건은 Veroba 또는 그런 어떤 시스템에서도 얻어질 수 없다. 게다가, Veroba는 예를 들어 특정 음향 경계 조건하에서 3차원의 음향 공간내의 특정 위치에서 음원을 투사하는 것에 의해, 그 기록 형태와 다르게 음향 조건을 조정할 수 없다.

다른 보청기 시뮬레이터로서 Breakthrough, Inc.에 의해 개발된 ITS-보청기 시뮬레이터는 여러 가지 보청기의 출력으로부터 얻은 디지털 기록을 컴퓨터 디지털 음향으로 재생한다(ITS-Hearing Aid Simulator, Product brochure, Breakthrough, Inc., 1993 참조). 각 기록 부분은 특정 음향 입력, 청취 시나리오, 보청기 모델 및 보청기 전자음향 세팅을 나타낸다. 기록 부분은 하드 디스크 또는 CD-ROM 같은 다른 알려진 형태의 메모리 저장 장치상의 메모리 공간을 필요로 한다. 이 디지털-기록-근거 접근법은 모든 가능한 조합들을 고려할 때 보청기, 보청기 세팅, 및 청각장애인에 대한 입력 자극의 임의적 선택을 비실용적으로 만든다. 게다가, 보청기 통기구 크기의 효과와 이에 관련된 폐색 효과, 삽입 깊이, 및 개개의 외이는 이 보청기 시뮬레이터로는 시뮬레이트될 수 없는데, 이는 이 보청기 시뮬레이터가 통상의 변환기 즉, 헤드폰과 삽입 이어폰에 의존하기 때문이다.

유사한 이유로, 많은 다른 상업적으로 이용 가능한 마스터 보청기 시스템이 실재 청취 환경에서 보청기를 정확히 시뮬레이트하는 능력을 가지지는 못한다. 게다가, 이들 시스템은 보청기 미착용 조건에 대해 보청기 모의 착용 조건을 평가하기 위한 객관적 측정 방법을 갖고 있지 않다. 이러한 그리고 또다른 이유들 때문에, 사실상 오늘날 사용되는 모든 보청기들은 마스터 보청기 또는 보청기 시뮬레이터 장치를 사용하지 않고 맞추어진다.

최고 기술 수준의 REM 장치는 이도 내의 음향 응답 측정치를 고려하고 있다. 음향적 자극은 전형적으로 REM 장치 자체에 의해 발생되고 전형적으로 머리의 횡단면에 대해 0°방위각에 위치한 스피커를 통하거나 또는 그 스피커 외에 45°의 방위각에 위치한 두 개의 스피커를 통해 전달된다. 응답 측정치 즉, 자유장 대 실재 귀 전달함수는 본래 일차원적인데, 이는 특정한 스피커-귀 관계에서 귀 하나당 하나의 전달함수만이 제공되고 따라서 실재 귀 응답의 다차원 프로파일을 수립할 수 없기 때문이다. 통상의 REM 장치와 방법의 다른 단점은 대부분의 REM 장치가 단지 단순음, 단순음의 제거, 언어 잡음 및 기타 언어와 유사한 자극만을 제공하기 때문에 실재의 언어 자극 제공이 없다는 것이다. 이들 자극으로는 보청기 착용 또는 보청기 미착용 상태에서 청각 장애인들에게 중요할 수도 있는 개개의 언어 분절에 대한 응답을 탐사하지 못한다.

전기음향 보청기 측정에 관한 최근의 발전 예에는 좀더 실재적인 조건에서의 보청기 테스트가 포함된다. 추천된 테스트 프로토콜에는 단순음과 언어에 유사한 잡음 신호 대신에 실재 언어 신호가 사용되었고, 주파수에 대한 dB SPL로 음향 에너지를 시간적으로 분석하는 것을 나타내는 스펙트럼 사진 플롯(plot)이 보청기 입력 대 출력에 대해 비교되었다(Jamieson, D., Consumer-Based Electroacoustic Hearing Aid Measures, JSLPA Suppl. 1, Jan. 1993 참조). 제안된 프로토콜은 밀폐된 공간에서 스피커를 통해 보청기에 음향을 전달하는 특정 방법에 기인하는 음향적 현실성의 한계와, 청력 및 소리의 세기에 대한 불쾌감과 플롯의 관계를 직접적으로 지시하지 않는 스펙트럼 사진 플롯의 값의 한계와 같은 제한이 있다.

다른 최근의 개발 예에는 헤드폰 변환기를 통한 3차원 음향 제공이 있다(Wightman, F. L., Kistler, D. J., Headphone Simulation of Free-Field Listening. I: Stimulus Synthesis, JASA. vol.85, no.2, 1989, pp. 858-867; 및 Wightman, F. L., Kistler, D. J., Headphone Simulation of Free-Field Listening. II: Stimulus Synthesis, JASA. vol.85, no.2, 1989, pp. 868-878 참조). 이들 3차원 효과는 자유장 신호에 대한 이도 내부의 음향 응답을 헤드폰 또는 스피커를 통해 재현함에 의해 얻어진다(미국 특허 제 4,118,599호, Stereophonic Sound Image Localization Control System, Aug. 26, 1980; 미국 특허 제 5,173,944호, Head Related Transfer Function Pseudo-Stereophony, Dec. 22, 1992; 미국 특허 제 4,139,728호, Signal Processing Circuit, Feb. 13, 1979; 그리고 미국 특허 제 4,774,515, Altitude Indicator, Sep. 27, 1988 참조). 여기에는 머리 관련 전달 함수(head-related-transfer-function, HRTF)에 근거한 음원 신호의 디지털 필터링이 포함된다. HRTF - 본질적으로는 3차원 공간에서의 보청기 미착용 상태의 실재 귀의 응답(real-ear unaided response, REUR) - 는 헤드 섀도잉(head shadowing), 컷바퀴, 외이 및 이도에서 기인하는, 주파수에 의존하는, 진폭과 시간 지연 측정이다. HRTF는 국부화된

음향을 헤드폰을 가지고 객관화하는 것을 가능하게 한다. HRTF로 처리되는 음원 신호는 청취자에게 신호 처리 변수의 제어에 따라 자유장 청취 경험을 제공한다. 3차원 음향 시스템에서 현재의 연구와 개발 노력은 주로 상업적 음악 녹음, 재생 향상 및 인간-기계적 조화 향상(Bagault, D. R., Call Sign Intelligibility Improvement Using a Spatial Auditory Display, Ames Research Center, NASA Technical Memorandum 104014, April 1993; 그리고 Begault, D., Wenzel, E., Headphone Localization of Speech, Human Factors, 25 (2), pp. 361-376, 1993 참조)과 가상 현실 시스템(The Beachtron-Three-dimensional audio for PC-compatibles, reference manual, Crystal River Engineering, Inc., Revision D, Nov., 1993 참조)에 집중되어 있다. 이들 3차원 음향 시스템의 목적은 보통 개인화되지 않은(non-individualized) HRTF 조합이 사용되기 때문에 근사 가상 음향 환경에서 상황 인식을 시뮬레이팅 하는데 한정된다.

보청기 미착용, 보청기 모의 착용, 및 보청기 착용 조건에서의 객관적인 이도 내부 청취 평가에서 3차원 음향을 적용하는 것은 공지의 청력 측정 기술로부터의 중요하고도 매우 유익한 발전이 될 것이다.

발명의 요약

본 발명은 가상 전기음향 청력계(virtual electroacoustic audiometer, VEA)를 제공하는데, 이는 보청기 미착용, 보청기 모의 착용, 및 보청기 착용 조건에서 개인의 청취 기능을 평가하는데 사용되는 시스템이다. 한 쌍의 이도 내부 인공보청물(intra-canal prostheses, ICP)이 음향 자극을 전달하기 위해 사람의 두 이도 내에 배치된다. 탐침 측정 시스템 - 특히 ICP내에 삽입된 - 이 청취 평가 과정 동안 내내 고막 근처에서의 이도 내부 응답 조건을 측정하여, 보청기 착용, 보청기 모의 착용, 보청기 미착용 평가 조건에서의 응답들을 상호 관련시키는 공통된 기준점을 제공한다. 그런 청취 평가 결과에 따라 정의된 독특한 모듈의 보청기 또한 제공되는데 이는 매우 교묘히 배치된 높은 전기음향 및 전기 신호 처리 소자를 포함한다.

보청기 미착용 상태의 평가 동안, 시스템은 단순음 한계, 불편한 큰 소리 레벨(uncomfortable loudness levels, UCL), 언어 수신 한계, 및 언어 식별과 같은 청력측정 테스트를 수행한다. 다른 주요 청각 테스트는 물론 이들 주변적인 청취 테스트도 상대 청취 레벨(HL)로 제공되는 통상적인 자극과는 달리 고막 근처에서 절대 음향 압력 레벨(SPL)로 측정되는 음향 자극에 대한 응답으로서의 개인의 청취 기능을 평가한다.

VEA의 다른 중요한 특징은 3차원 공간의 실제 청취 환경에서 수신되는 신호를 나타내는 음향신호를 합성 또는 제작해내는 능력이다. 이것은 실내 음향 상태, 대기의 흡수, 확산 손실, 귀 내부 지연, 외이의 모양, 및 다른 신체 효과 등 여러 가지의 필터링 효과를 통합하여 얻어진다. 예를 들어, 교실에서 말하는 선생을 나타내는 청취조건은 디지털 방식으로 합성되고 ICP를 통해 어린이에게 음향적으로 전달되어 교실환경에서 어린이의 보청기 착용 또는 보청기 미착용 상태의 청취 능력을 평가하게 된다. 나아가 공간화된 주요 언어 신호 즉, 선생의 언어 신호 외에도 학교 어린이들의 잡음을 나타내는 공간화된 경쟁 신호가 제공되어 배경잡음이 있는 상태에서의 어린이의 언어 식별 능력을 평가하게 된다.

보청기 미착용 상태의 평가 방법은 인간이 보통 음향을 듣는 방식과 유사하게 양쪽 귀 모두를 통해 청취하는데, 각 귀는 각 귀와 여러 가상 음향 음원 사이의 관계에 따른 음향 에너지의 일부를 수신한다. 대조적으로, 통상의 청력 측정 방법은 각 귀마다 각각 두 개골 내 음향 자극을 제공한다. 예를 들어, 한 귀에는 언어를, 반대쪽 귀에는 경쟁 잡음을 제공하는 것이다.

VEA 시스템의 보청기 모의 착용 상태의 평가는 원하는 보청기의 전기음향 성능을 음향 신호의 보청기 미착용 상태의 디지털 합성과 통합시키는 것에 의해 달성된다. 보청기 모의 착용 전자음향 변수에는 마이크 및 수신기 전달함수와 증폭기 및 필터 특성이 포함된다.

특정의 또는 일반화된 음향 모델들은 보청기 모의 착용 과정의 입력에 디지털 방식으로 제공된다. 특정 음향 모델은 평가 당사자에게 중요하며, 의사에 의해 선택되고 조작될 수 있는 청취 시나리오를 나타내는데, 예를 들면 특정한 음원-귀의 관계를 가지는 교실환경에서 선생이 음원으로 되는 모델이다. 그런 특정한 시나리오의 전형적인 목적은 보청기 모의 착용 상태의 전기음향 특성을 최적화함으로써 언어 명료도를 극대화하는 것이다. 일반화된 음향 조건은 표준 응답 데이터와 관련된 청취 시나리오를 나타낸다. 일반화된 모델의 일례는 W-22와 같이 특정한 공간화된 배경 잡음을 가지는 청각과학 단어 목록이다. 테스트 점수는 시스템의 메모리에 저장된 일반 모델 표준 데이터와 비교된다.

VEA 시스템은 또한 개개의 귀의 독특한 효과로 인해 디지털 합성 과정에 의해 시뮬레이트될 수 없는 다른 보청기 효과도 시뮬레이트한다. 이에겐 폐색 효과, 뚝구구 크기, 및 진동 피드백 포텐셜이 포함된다. 폐색 효과는 이도가 보청기로 막혔을 때 사람 자신의 목소리의 인지된 특성의 변화를 낳는다.

게다가, VEA 시스템은 3차원 공간에서 여러 가지 개별화된 음향 전달 함수들을 측정하는 방법을 제공하는데, 이들은 여러 합성 과정 동안 사람에 대한 가상 음향 조건을 만들기 위한 것이다.

도면의 간단한 설명

도 1은 사람의 이도에 삽입된 두 개의 ICP 인공보청, 탐침 마이크로폰 시스템, 그리고 디지털 음향 합성기 모듈, 디지털 청력계 모듈, 및 가상 음향 공간 측정 모듈을 포함하는 컴퓨터 시스템이 포함된 VEA 시스템의 주 구성요소를 도시한 블록개요도.

도 2는 디지털 음향 합성기 모듈의 블록개요도.

도 3은 디지털 청력계 모듈의 블록개요도.

도 4는 가상 음향 공간 측정 모듈의 블록개요도.

도 5는 가상 음향 공간 측정 시스템의 블록개요도.

도 6은 가상 음향 공간 테스트 동안 환자의 머리의 위치 설정을 위해 사용되는 조정가능한 의자의 사시도.

도 7은 가상 음향 공간 측정 시스템에서의, 횡단면 스피커와 화살면(sagittal plane) 스피커를 포함하는 스피커 배열을 도시한 개요도.

도 8은 2차원의 횡단면상의 점 m_1 과 m_2 에서 측정된 전달 함수로부터, 점 i_3 에서 전달함수 보간(transfer function interpolation)을 하는 예를 도시한 개요도.

도 9는 보청기 미착용 상태의 평가 조건용 가상 청취 시나리오 특히, 듣는 어린이의 우측 및 좌측 귀로의 직접 음향 통로 P_{R1} 및 P_{L1} , 그리고 초기 반사 통로 P_{R2} 및 P_{L2} 를 포함하는 말하는 선생/듣는 어린이 시나리오의 실현 예를 도시한 개요도.

도 10은 보청기 미착용 상태의 평가 조건용 가상 청취 시나리오 특히, 보청기 미착용 상태의 평가 동안 말하는 선생/듣는 어린이 시나리오의 실현 예를 도시한 개요도.

도 11은 이도에 얇게 배치한 보청기를 나타내는 ICP-ITE용 이도 내부 인공보청(ICP)을 도시한 부분 단면의 사시도.

도 12는 이도에 깊게 배치한 보청기를 나타내는 ICP-ITE용 이도 내부 인공보청을 도시한 부분 단면의 사시도.

도 13은 면판 탐침 튜브 지지대와 탐침 튜브 배치를 포함하는, 이도 내부 인공보청 면판 단부를 도시한 사시도.

도 14는 두 부분 ICP 구조용 ICP 중심 모듈을 도시한 부분 단면의 측면도.

도 15는 ICP-ITE 구조용 ICP-ITE 슬리브와 조정가능한 통기구 삽입물의 부분 단면의 측면도.

도 16은 두 부분 ICP 구조용 ICP-ITC 슬리브를 도시한 부분 단면의 측면도.

도 17은 완전한 두 부분 ICP-ITC 조립체를 도시한 부분 단면의 측면도.

도 18은 프로그램 가능한 통기구를 가지는 ICP를 도시한 부분 단면의 측면도.

도 19는 자기 흡인 방법을 통한 직접 음향 결합을 포함하는 ICP와의 직접 음향 결합 방법과 보청기를 도시한 부분 단면의 측면도.

도 20은 음향 결합기를 통한 직접 음향 결합을 포함하는 ICP와의 직접 음향 결합 방법과 보청기를 도시한 부분 단면의 측면도.

도 21은 프로그래밍 및 음향 결합 인터페이스를 포함하는 ICP와의 직접 음향 결합 방법과 보청기를 도시한 부분 단면의 측면도.

도 22는 음향 결합기 팁(tip)을 통한 ICP와의 직접 음향 결합 방법과 보청기를 도시한 부분 단면의 측면도.

도 23은 가상 전기음향 청력계 시스템에 의해 제공되는 맞춤 과정의 예를 도시한 블록개요도.

도 24는 기준 측정 모듈을 도시한 컴퓨터 그래픽 도.

도 25는 보청기 미착용 평가 모듈을 도시한 컴퓨터 그래픽 도.

도 26은 보청기 착용 예상 모듈을 도시한 컴퓨터 그래픽 도.

도 27은 보청기 모의 착용 평가 모듈을 도시한 컴퓨터 그래픽 도.

도 28은 보청기 착용 평가 모듈을 도시한 컴퓨터 그래픽 도.

도 29는 5kHz와 15kHz의 음에 대해 측정된, 사람의 고막으로부터의 탐침 팁의 거리에 대한 SPL의 변화성을 도시한 선 그래프 도.

도 30은 고막으로부터 6mm의 거리에서 탐침이 전진하는 동안, 5kHz와 15kHz의 음에 대해 측정된 SPL을 도시한 막대 그래프 도.

도 31은 고막으로부터 5mm의 거리에서 탐침이 전진하는 동안, 5kHz와 15kHz의 음에 대해 측정된 SPL을 도시한 막대 그래프 도.

도 32는 고막으로부터 4mm의 거리에서 탐침이 전진하는 동안, 5kHz와 15kHz의 음에 대해 측정된 SPL을 도시한 막대 그래프 도.

도 33은 우측 귀에 대해 보청기 착용 예상 평가를 이용한 말하는 선생/듣는 어린이 시나리오의 예를 도시한 블록개요도.

도 34는 우측 귀에 대해 보청기 모의 착용 평가를 이용한 말하는 선생/듣는 어린이 시나리오의 예를 도시한 블록개요도.

도 35는 방향 마이크로폰을 가진 보청기 모의 착용 평가 과정을 도시한 블록개요도.

도 36은 보청기 착용 평가 조건하에서의 실재 청취 시나리오의 실현 예를 도시한 블록개요도.

도 37은 보청기 모의 착용시의 진동 피드백의 예상 및 시뮬레이션의 예를 도시한 블록개요도.

발명의 상세한 설명

본 명세서에서의 설명을 위해, 하기의 정의가 지속적으로 적용된다.

Window: 컴퓨터 스크린에 디스플레이된 그래픽 영역을 말하는 것으로, 논리적, 기능적 방법에 따라 함께 그룹 지어진 제어, 목적, 기입 필드, 플롯의 집합물을 나타낸다.

Iconized: 아이콘으로 보이는 활성 윈도우를 말한다. 디스플레이될 수 없게 되어 있으나, 컴퓨터 스크린상의 아이콘을 클릭함으로써 가능해질 수 있다.

본 명세서에 설명된 가상 전기음향 청력계(VEA)는 보청기 착용, 보청기 모의 착용, 및 보청기 미착용 조건에서의 청취 평가에 사용되는 하나의 장치이다. VEA는 또한 평가 및 맞춤 과정을 통해 실재 음향 자극과 이도 내부 응답 측정치의 결합을 사용하여 보청기 맞춤 및 분석을 위한 새로운 방법을 제공한다.

도 1은 VEA 시스템(15)의 바람직한 실시예의 주 구성요소를 도시하고 있다. 음향 자극(25)을 보청기와 유사한 방식으로 전달하기 위해 한 쌍의 이도 내부 인공보청물(ICP)(22)이 사람의 이도(21)에 삽입되어 있다. 각 ICP는 음향 신호를 고막(26)에 전달하기 위한 수신기 즉, 스피커를 포함한다. ICP는 또한 수신기가 생산한 음향 자극과 사람 개개인의 이도의 특징과의 독특한 상호작용에서 기인하는 음향 응답을 측정하기 위한 탐침 튜브(24)를 포함한다. 탐침 튜브(24)와 탐침 마이크로폰(23)으로 구성되는 탐침 마이크로폰 시스템은 이도(21)로부터의 음향 신호를 측정하고 음향 신호를 나타내는 전기적 신호를 제공한다. 여러 가지 평가 테스트 동안 테스트 받는 개인(20)으로부터의 응답을 기록하기 위해 응답 키보드(27)가 제공된다.

각 ICP 수신기(22)는 ICP 수신기(22)와 탐침 측정 시스템(23)을 포함하는 여러 가지 청력측정 변환기와의 인터페이스를 제공하는 디지털 청력계 모듈(19)에 전기적으로 연결되어 있다. 디지털 청력계 모듈은 여러 가지 모듈간 케이블을 통해 디지털 음향 합성기 모듈(18)과 가상 음향 공간 측정 모듈(14)에 연결되어 있다. 가상 음향 공간 측정 모듈은 다수의 테스트 스피커로의 연결을 위한 출력 터미널(16)을 포함한다. 이들 모듈은 메모리 저장 장치(17), 디스플레이 모니터(10), 키보드(12) 및 마우스(13)와 같은 표준 컴퓨터 액세서리들을 포함하는 표준 퍼스널 컴퓨터(PC)(11)내에 내장될 수 있다. 메모리 저장 장치는 총괄하여 시스템 메모리(17)라 불린다.

디지털 음향 합성기, 디지털 청력계 및 가상 음향 공간 측정 모듈의 블록도가 도 2,3, 그리고 4에 나타나 있다.

본 발명의 예시적 실시예에서, 디지털 음향 합성기, 디지털 청력계, 및 가상 음향 공간 측정 모듈은 퍼스널 컴퓨터의 산업 표준

아키텍처(Industry Standard Architecture, ISA)-버스 인터페이스(34)와 ISA-버스(39)를 통해 퍼스널 컴퓨터 시스템에 연결되어 있다(도 2 참조). 음원을 나타내는 디지털 데이터는 버스 인터페이스(34)를 통해 시스템 메모리로부터 꺼내어져, 디지털 음향 합성기 모듈(18)내의 디지털 신호 처리기(33)에 의해 디지털 방식으로 처리된다. 디지털 방식으로 처리된 데이터는 다음 보통은 44.1kHz의 변환비율로 또는 요구되는 대역 폭에 따라 다른 변환비율로 작동하는 D/A 컨버터(35)를 사용하여 아날로그 형태로 변환된다.

디지털 음향 합성기 모듈 또한 테이프나 CD플레이어(도시되어 있지 않음)같은 외부 음원으로부터 입력 커넥터(31)를 통해 음향 신호를 나타내는 아날로그 신호를 수신한다. 수신된 아날로그 신호는 디지털 신호 처리기(33)를 통한 신호 처리를 위해 A/D 컨버터(32)에 의해 디지털 신호로 변환된다.

시스템의 디지털 신호 처리 능력을 향상시키기 위해 다수의 디지털 음향 합성기 모듈(도시되어 있지 않음)이 사용될 수 있다. 이것은 특히 병렬 실시간(real-time) 양청 신호 합성에 유용하다. 다수의 디지털 음향 합성기 모듈은 하나의 디지털 음향 합성기 모듈의 출력(38)을 보조 입력(30) 또는 다른 디지털 음향 합성기 모듈의 입력(31)에 연결시키므로써 직렬 연결된다. 내부 신호와 보조신호는 출력되기 전에 모듈내의 가상 노드(36)에서 결합된다. 바람직한 실시예에서는, 두 개의 디지털 음향 합성기 모듈이 사용된다. 각 모듈에는 40MHz에 클록된(clocked) 모토롤라 DSP56001 디지털 신호 처리기가 사용된다.

디지털 음향 합성기 모듈(18)로부터의 아날로그 출력(38)은 커넥터(42)를 통해 디지털 청력계 모듈(19)의 혼합기(45)로 이동된다(도 3 참조). 디지털 청력계 모듈에 수신된 아날로그 음향 신호는 혼합기 회로(45)를 통해 혼합되고, 음향 증폭 회로(46)를 통해 증폭되고, 청력 측정 변환기 인터페이스 회로(49)를 통해 임피던스 매칭 되어 여러 청력 측정 변환기로 이동된다. 청력 측정 변환기로의 출력은 ICPs(50)(상기에 설명되었고, 하기에 더 상세히 설명됨), 본 바이브레이터(bone vibrator)(51)(도시되어 있지 않음), 헤드폰(52)(도시되어 있지 않음), 및 음향을 사람의 귀에 전달하는 다른 통상적인 방법들을 포함한다.

음향 증폭기(46)로부터의 증폭된 신호는 또한 음향 버퍼 회로(47)의 출력 연결부(48)로부터 디지털 음향 합성기 모듈의 입력(31)으로 보내어진다. 혼합기 회로(45)는 ICP 마이크로폰(55), 의사의 마이크로폰(56)(도시되어 있지 않음), 및 환자의 마이크로폰(57)(도시되어 있지 않음)으로부터의 음향 신호를 마이크로폰 증폭기(58)를 통해 수신하기 위한 연결도 포함한다.

입력 커넥터(53)에서 수신된 외부 라인-레벨(line-level)신호도 또한 증폭기(54)를 통해 증폭되어 혼합기 회로(45)에 보내어진다. 여러 가지의 청력 측정 평가 과정 동안, 음향 자극에 대한 사람의 응답을 기록하기 위하여 시스템을 응답 키패드로 커넥터(59)를 통해 인터페이스 하는 응답 키패드 인터페이스 회로(60)가 사용된다.

디지털 청력계 모듈에 연결된 의사의 마이크로폰은 의사로 하여금 ICP 쌍을 통해 환자와 통신할 수 있게 한다. 환자의 마이크로폰은 환자로 하여금 환자로 부터의 구두 응답을 필요로 하는 청력 측정 텍스트 동안 의사와 통신할 수 있게 한다. 환자의 마이크로폰은 하기에 더 상세히 설명되는 폐색 효과 측정에도 사용된다.

디지털 청력계 모듈은 또한 시스템 레벨에서 모듈 작동을 통합하기 위해 디지털 청력계 모듈을 VEA로 링크 시키는 PC-BUS 연결(43)과 PC-BUS 인터페이스 회로(44)도 포함한다.

VEA는 또한 개인의 음향 전달 함수의 집합을 평가하는데 사용되는 가상 음향 공간 측정 시스템(도 5 참조)도 포함한다. 가상 음향 공간 측정 모듈(14)의 블록도가 도 4에 도시되어 있다. 가상 음향 공간 측정 모듈은 디지털 음향 합성기 모듈의 출력 커넥터(38)로부터 입력 커넥터(64)를 통해 여러 가지 음향신호를 나타내는 전기적 신호를 수신한다. 입력 신호 레벨 조정 및 전달은 혼합기 회로(65), 오디오 증폭 회로(66), 및 스피커 전달 및 인터페이스 회로(71)를 통해 달성된다. 가상 음향 공간 측정 모듈의 출력은 거기에서 스피커 배열(16)에 있는 여러 가지의 테스트 스피커에 결합된다.

가상 음향 공간 측정 모듈은 또한 시스템 레벨에서 모듈 작동을 통합하기 위해 가상 음향 공간 측정 모듈을 VEA에 연결시키는 PC-BUS 연결(68) 및 PC-BUS 인터페이스 회로(67)도 포함한다. 그러한 통합은 위치 센서 인터페이스 회로(69)와 커넥터(70)를 통해 환자 머리 위치 센서로부터 모듈로 연결된 환자 머리 위치의 표시 정보 처리도 포함한다.

측정 공간 내에서 귀의 위치를 적절히 하기 위해 조정 가능한 의자(78)를 사용하는 것이 바람직하다(도 6 참조). 수직 조정 레버(79)는 의자에 앉은 사람의 수직 위치를 조정한다. 등받이 조정 노브(81)는 의자 등받이(80)를 조정한다. 머리 받이(82)는 의자에 앉은 사람의 머리를 받쳐도록 조정될 수 있다. 귀 위치 기준 아암(84)은 이도 개구부 포인터(83) 세트를 사람의 이도 개구부에 맞추어 목표 기준을 제공한다. 귀 위치 기준 아암(84)은 전달 함수 측정 동안 귀 부분으로의 음향 반사를 최소화하기 위해 기준 아암 수직 조정 노브(85)를 통해 귀 부분으로부터 제거 가능하도록 하는 것이 바람직하다.

스피커 배열(16)에 대해 머리를 적절한 위치에 위치 및 유지시키기 위해 적외선 추적 방법(도시되어 있지 않음)도 사용될 수 있다(도 5; 도 7 (89)-(94) 참조). 사람의 귓볼 바로 아래에 위치한 광 반사 목표 물체(도시되어 있지 않음)가 입사 적외선 방출기로부터의 적외선을 반사시키는데 사용될 수 있다. 위치 센서 인터페이스(69)(도 4 참조)에 의해 감지되는 반사광에 의해 적절한 귀의 위치가 표시된다.

가상 음향 공간 측정 시스템은 청력 평가 과정 동안 사용되는 여러 전달 함수의 집합을 발생시킨다. 일반적으로 선형 시스템의

전달함수는 주파수(ω)에 의존하는 진폭과 위상 특성을 가진 복소 함수 $H(j\omega)$ 로 정의된다. 일단 전달 함수 $H(j\omega)$ 가 결정되면, 임의의 입력 신호에 대한 시스템의 응답은 예측 즉, 합성될 수 있다.

가상 음향 공간 측정 시스템에서 전달 함수의 집합은 스피커와 같이 3차원 공간에 위치한 음원의 조합으로부터 얻어진다. 바람직한 스피커 배치는 6개의 스피커(89-94)를 머리 기준 점(88)으로부터 등간격(d)으로 위치시키는 것이다(도 5 및 도 7 참조). 이 머리 기준 점(88)은 이도(21)의 개구부의 중심들을 잇는 선을 양분하는 점으로 정의된다.

네 개의 스피커, 즉 #1(89), #2(90), #3(91), 및 #4(92)는 머리 기준 점(88)을 포함하는 횡단면(95)에 위치한다. #1에서 #4까지의 스피커들은 각각 0° , 45° , 315° , 및 270° 의 방위각으로 위치한다(도 7a 참조). 세 개의 스피커, 즉 #1(89), #5(93), 및 #6(94)은 머리 기준 점(88)을 포함하는 화살면(96)에 위치한다. #1, #5, 및 #6의 스피커는 각각 0° , 45° , 및 -45° 의 고도각으로 위치한다(도 7b 참조).

도 7에 도시된 6개의 스피커 형태에 대한 전달함수의 집합은 머리가 스피커 #1을 마주볼 때, 여섯쌍 - 즉, 우측 및 좌측 귀 측정 - 의 전방 측정을 행하게 한다. 머리가 스피커 #1의 반대쪽을 볼 때(도시되어 있지 않음), 부가적인 여섯쌍의 후방측정이 행해짐이 바람직하다. 따라서, 완전한 전달 함수의 집합은 반경(d)의 구 내부의 유한한 점을 나타내는 12쌍의 측정으로 구성된다. 12쌍의 측정 중, 8쌍은 횡단면상에 있고, 6쌍은 화살면상에 있다. 2쌍의 측정은 두 평면에 공통된다. 쌍으로된 측정은 각 귀에 대한 개개의 전달 함수뿐만 아니라, 각 스피커에 대한 귀 내부의 위상(phase)관계도 포함한다.

한 쌍의 탐침을 막히지 않은 이도의 고막 근처에 위치시킨 상태에서의 전달 함수 측정의 집합은 본 명세서에서 보청기 미착용 상태의 전달 함수 $H_{ua}(p_n, j\omega)$ 라 불린다. 여기서 p

n 은 극좌표 d, θ, α 로 정의된 스피커 n 의 위치이고, d 는 스피커와 머리 기준 점 사이의 거리이고(도 7a 참조), θ 는 횡단면에 대한 입사 음향의 방위각이고(도 7a 참조), α 는 화살모양의 평면에 대한 고도각이다(도 7b 참조). H

$_{ua}(p_n, j\omega)$ 는 대개 전파 손실, 머리, 가슴, 목, 귓바퀴, 외이, 이도, 고막, 및 중이 임피던스의 영향을 포함하는 여러 가지의 청각적 인자를 고려할 때, 스피커 # n 으로부터 고막으로의 음향 전파에서 기인하는 음향 전달 함수를 나타낸다.

탐침을 ICP의 면판 상에 위치시킨 상태의 전달 함수 측정도 행해질 수 있다. 이 측정은 본 명세서에서 H

$_{fp}(p_n, j\omega)$ 로 불리는데, 이는 모의 보청기의 면판상의 마이크로폰의 위치를 나타내는 위치에서, 스피커 # n 으로부터 ICP의 면판(fp)(하기에 더 상세히 설명됨)으로의 전달 함수를 나타낸다.

일반적으로 d, θ, α 좌표계의 공간상의 임의의 점 $p_{d, \theta, \alpha}$ 에서의 전달 함수 $H(p(d, \theta, \alpha), j\omega)$ 는 도 8에 도시된 바와 같이 측정된 전달 함수의 집합으로부터 보간될 수 있다. 예를 들어, 음원으로부터의 음압은 보통의 대기 조건에서는 거리에 역비례하는 것으로 알려져 있다. 게다가, 공간상의 한 점에서의 전달 함수는 두 개의 가장 가까운 측정된 전달 함수의 가중된 평균에 의해 근사될 수 있다. 도 8은 횡단면상의 점 i

$_3$ 에서 전달 함수 $H(i_1, j\omega)$ 와 $H(i_2, j\omega)$ 로부터 보간된 근사 전달 함수 $H(i_3, j\omega)$ 의 예를 보여 주는데, 전달 함수 $H(i_1, j\omega)$ 와 $H(i_2, j\omega)$ 도 역시 스피커 #1(89) 및 #2(90)로 측정된 전달 함수 $H(m_1, j\omega)$ 및 $H(m_2, j\omega)$ 로부터 보간된 것이다.

따라서: $H(i_3, j\omega) = [H(m_1, j\omega) + H(m_2, j\omega)] / [2 \cdot L_{at}(j\omega)]$ [1] 여기서 $L_{at}(j\omega)$ 는 대기의 흡수와 음의 확산에 기인한 대기 손실 전달 함수.

유사하게, 3차원 공간상의 임의의 한 점에서의 어떤 전달 함수를 가장 가까운 측정된 전달 함수의 집합으로부터 근사하는데 보간법이 사용될 수 있다. 보간된 함수의 정확성은 부가적 스피커들 및/또는 스피커-머리 방향들에 대해 부가적 측정이 행해진다면 개선될 수 있다. 본 발명의 바람직한 실시예에서는 스피커의 숫자 - 즉, 본 명세서에 설명된 실시예에서는 6개와 사람의 방향 즉, 전방과 후방의 2개 - 사이에 실용적인 절충이 이루어진다. 게다가, 전달함수 보간법의 비선형 가중은 많은 수의 사람들에게 대한 전달 함수 측정으로부터 얻어진 통계 데이터로부터 결정된다면 더욱 적절할 것이다.

VEA 시스템에 의해 측정된 다른 전달 함수는 (1) $H_{icp-rec}(j\omega)$ 전달 함수 ICP가 사람의 이도 내부에 위치할 때 탐침으로 측정된, ICP수신기 대 이도 내부의 전기음향 전달 함수를 나타냄.

(2) $H_{icp-mic}(j\omega)$ 전달 함수 ICP 스피커로부터 보청기 착용 평가 동안 사용되는 보청기의 마이크로폰으로의 전기음향 전달 함수를 나타냄.

(3) $H_{icp-fb}(j\omega)$ 전달 함수 ICP의 면판에서 측정된, ICP의 수신기로부터의 음향 누설, 즉 음향 피드백을 나타냄.

전달 함수 $H_{ua}(p_n, j\omega)$, $H_{fp}(p_n, j\omega)$, $H_{icp-rec}(j\omega)$, $H_{icp-mic}(j\omega)$, 및 $H_{icp-fb}(j\omega)$ 는 보청기 미착용, 보청기 모의 착용, 보청기 착용의 청취 조건을 나타내는 음향신호를 디지털 방식으로 합성하기 위한 여러 가지의 결합에서 통상의 평가와 맞춤 방법으로는

불가능한 현실성을 갖고 사용된다.

예를 들어, 도 9에서는 말하는 선생(101)과 듣는 어린이(102)의 음향환경(100)이 다음과 같이 형성된다: 직접 음향 경로 p_{R1} 와 p_{L1} , 그리고 반사 경로 p_{R2} 와 p_{L2} , 듣는 어린이(102)의 우측과 좌측 귀는 앞서 측정된 어린이의 전달 함수로부터 보간된 전달 함수에 의해 표현된다.

도 9의 음향적 실현이 도 10에 도시되어 있는데, 말하는 선생의 언어를 나타내는 디지털 음성 파일(107)이 시스템 메모리(107)로부터 읽혀져, 디지털 신호 처리기(114)에 의해 디지털 방식으로 처리된다. 디지털 신호 처리기는 신호 처리 H

$u_a(p_{R1}, j\omega)(108)$, $H_{ua}(p_{L1}, j\omega)(110)$, $H_{ua}(p_{R2}, j\omega)(109)$, 및 $H_{ua}(p_{L2}, j\omega)(111)$ 를 수행하는데, 이들은 각각 경로 p_{R1} , p_{L1} , p_{R2} , 및 p_{L2} 를 나타낸다. 우측 및 좌측 귀 경로 처리는 가산 노드(112)(113)에서 합해지고, 좌측과 우측 ICP 수신기에 대해 각각 역 전달 함수 $1/H$

$icp-rec-R_L(j\omega)(116)$ 과 $1/H_{icp-rec-L_L}(j\omega)(104)$ 로 처리된다.

역 전달 함수는 음향이 전달됨에 따라 ICP 수신기와 이도의 잉여 체적사이에서 발생하는 음향 전달 함수를 상쇄하기 위해 제공된다. 다음, 처리된 우측과 좌측 디지털 신호는 D/A 컨버터(115)를 통해 아날로그 신호로 전환되어, 청력측정 인터페이스 회로(117)를 거쳐 우측과 좌측 ICP로 이동한다. 말하는 선생의 언어가 듣는 어린이에게 투사되는 것과 같이 3차원 공간상의 특정한 점에서 청취자에게 가상 음향 이미지를 투사하는 과정을 공간화라 한다.

대안으로, ICP 쌍을 착용하고 있는 청취자로의 공간화와 전달을 위해, 디지털 오디오 데이터 대신에 의사의 음성이 의사의 마이크로폰을 통해 사용될 수 있다. 공간화된 음원의 가상 위치와 음량은 아래에 설명되는 바와 같이 본 발명의 가상 청력계 시스템의 제어를 받는다.

전달 함수 $H_{ua}(p_n, j\omega)$, $H_{fp}(p_n, j\omega)$, $H_{icp-rec}(j\omega)$, $H_{icp-mic}(j\omega)$ 및 $H_{icp-fb}(j\omega)$ 와 같은 선형 시불변 시스템의 전달 함수 측정에는 전형적으로 이산 또는 스위프된(swept) 순음 음향 자극이 사용된다. 다른 자극에는 언어 잡음, 백색 잡음, 및 다른 언어 같은 잡음 신호가 있다. 의사 난수의 잡음 시퀀스 및 다른 신호들도 전달 함수를 계산하기 위해 필요한 시간을 감소시키기 위해 사용되어 왔다. 계산 방법에는 빠른 푸리에 변환(Fast Fourier Transform, FFT), 최대 길이 시퀀스(Maximum-Length Sequence, MSL), 및 시간 지연 분광 측정(Time-Delay Spectrometry, TDS)이 포함된다(Rife. D., Vanderkooy, J., Transfer-Function Measurement with Maximum-Length Sequences, J.Audio Engineering Soc., Vol.37, No.6, June 1989, pp.418-442 참조). MSL과 TDS측정의 이점에는 전달 함수에 대한 실내 반사 효과의 감소가 포함된다. 본 발명에 사용된 측정된 전달 함수의 중요한 구성 요소중의 하나는 직접 경로 전달 함수이다.

본 발명의 바람직한 실시예에서, VEA의 탐침 마이크로폰은 VEA가 처음 설치되었을 때 머리 기준점에서 교정된다. 시스템 메모리에 저장된 이들 교정 데이터는 이어서 사용된 각 탐침 마이크로폰의 독특한 주파수 응답 특성과 실내 음향 상태의 독특한 특성을 위한 보정을 하기 위해 전달 함수 측정 동안 사용된다.

도 11은 이도에 알게 배치한 보청기를 나타내는 ICP-ITE용 이도 내부 인공보청을 도시한 부분 단면의 사시도이다.

도 12는 이도에 깊게 배치한 보청기를 나타내는 ICP-ITE용 이도 내부 인공보청을 도시한 부분 단면의 사시도이다.

도 13은 면판 탐침 튜브 지지대와 탐침 튜브 배치를 포함하는, 이도 내부 인공보청 면판 단부를 도시한 사시도이다.

도 14는 두 부분 ICP 구조용 ICP 중심 모듈을 도시한 부분 단면의 측면도이다.

도 15는 ICP-ITE용의 조정가능한 통기구 삽입물의 부분 단면의 측면도이다. 도 16은 두 부분 ICP 구조용 ICP-ITC 슬리브를 도시한 부분 단면의 측면도이다.

도 17은 완전한 두 부분 ICP-ITC 조립체를 도시한 부분 단면의 측면도이다. 도 18은 프로그램 가능한 통기구를 가지는 ICP를 도시한 부분 단면의 측면도이다.

도 19는 자기 흡인 방법을 통한 직접 음향 결합을 포함하는 ICP와의 직접 음향 결합 방법과 보청기를 도시한 부분 단면의 측면도이다.

도 20은 음향 결합기를 통한 직접 음향 결합을 포함하는 ICP와의 직접 음향 결합 방법과 보청기를 도시한 부분 단면의 측면도이다.

도 21은 프로그래밍 및 음향 결합 인터페이스를 포함하는 ICP와의 직접 음향 결합 방법과 보청기를 도시한 부분 단면의 측면도이다.

도 22는 음향 결합기 팁(tip)을 통한 ICP와의 직접 음향 결합 방법과 보청기를 도시한 부분 단면의 측면도이다.

앞서 언급한 형태에서, 여러 가지 실시예에 공통되는 발명의 요소들은 공통된 지시.숫자를 갖는다. 예를 들어, 도 11의 실시예에서의 하우징(129)은 도 12의 실시예에서의 하우징(152)과는 다르지만, 도 11과 도 12의 ICP는 모두 수신기 (136)를 갖는다.

도 11-12에서 보이는 이도 내부 인공보청물(ICP)은 주로 수신기(136), 수신기 포트(199), 탐침 튜브 관(134)에 삽입된 탐침 튜브(133), 통기구 관(130)에 삽입된 통기구 삽입물(128), 탐침 마이크로폰(131), 면판(122), 아크릴과 같은 가요성 있는 재료로 만들어진 하우징으로 구성된다. ICP는 일반적으로 컴퓨터화된 가상 전기음향 청력계 시스템의 음향 합성 보드에 의해 수행되는 신호 처리 및 발생을 제외하고는, 원하는 타입의 보청기의 물리적, 전기 음향적 특성을 나타내도록 디자인된다. 도 11과 도 12는 각각 얇고 깊은 이도 배치를 가지는 보청기를 나타내는 ITE 및 ITC ICP를 도시하고 있다.

본 발명의 바람직한 실시예에 사용되는 수신기(136)(Knowles Corp. of Itasca, Illinois에 의해 제조됨)는 상업적으로 이용되는 보청기에 사용되는 수신기와 유사한 음향 특성 및 매우 낮은 잡음 출력 특성으로 인해 선택되었다. 보청기 모의 착용 상태에서의 수신기와 ICP 수신기의 편차는 VEA 시스템 메모리에 저장되어 여러 가지의 시뮬레이션 과정에서 보정 전달 함수로 사용된다. 바람직하게는 약 1mm의 직경을 가진 실리콘 고무 재료로 만들어진 탐침 튜브(133)가 도 11-22에 도시된 바와 같이 ICP의 탐침 튜브 관(134)에 삽입된다.

통기구 관(130)은 깊은 이도 삽입 깊이를 갖는 ICP-ITC형에서 압력 균등화를 위해 제공됨이 바람직하며(도 12 및 도 17), 얇은 이도 삽입 깊이를 갖는 ICE-ITE형을 위해서는 통기구 삽입을 위해 제공됨이 바람직하다(도 11 및 도 15). ICP-ITE형에서는, 통기구 관이 여러 가지의 통기구 삽입물을 통기구 관속으로 삽입되게 하여 원하는 본래 위치에서의 음향 특성을 얻게 한다. 예를 들어, 비교적 큰 직경의 통기구 삽입물이 사람의 음성의 증가된 감각 음량에서 기인하는 폐색효과를 감소시키기 위해 사용될 수 있다. 이에 반해, 수신기로부터 통기구 삽입물을 거쳐 나오는 음향 누설을 제거하기 위해 작은 통기구 삽입물이 사용될 수 있다. 축소형 커넥터 소켓(138)과 커넥터 플러그(123)는 부착된 커넥터 케이블(125)을 통해 ICP를 VEA 시스템에 전기적으로 연결한다.

탐침 마이크로폰 시스템과 함께, VEA 시스템에서는 ICP 및 통기구 타입에 대한 폐색효과의 측정이 가능한데, 이하에서 설명될 것이다. ICP는 또한 도 11, 도 12 및 도 17에 도시된 바와 같이, 탐침의 배치를 위해 두 개의 탐침 지지대(124)와 배치 핸들(126)을 포함한다. 도 13은 면판 튜브 지지대(124)를 포함하여 면판(122)의 더 상세한 예를 도시하고 있다. 도면에서, ICP/ITC 슬리브(156)와 보청기 마이크로폰 위치(132)도 도시되어 있다. 이 형태는 음향 누설 피드백과 면판 전달 함수를 측정할 때 사용된다.

ICP 하우징(도 11의 129, 도 12의 152)은 편안함과 음향 밀폐를 제공하기 위해 음향적 배플링(baffling) 효과를 가진 부드럽고 가요성 있는 재료로 만들어지는 것이 바람직하다. 몇몇 형태의 ICP는 다양한 이도 크기를 수용할 수 있다. 예를 들어, 작은 하우징 형태는 소아에게 더 적합하고, 큰 형태는 큰 이도를 갖는 성인에게 적합하다. 도 11과 도 12에 도시된 ICP는 감염된 이도를 가진 사람으로부터의 오염을 막기 위해 일회용인 것이 바람직하다.

본 발명의 대안적 실시예는 도 14-17에 도시된 바와 같이 두 부분으로 된 ICP 형태를 갖는다. 중심 부분(169)(도 14)은 도 15와 도 16에 보이는 다양한 일회용 슬리브에 삽입된다. 이 경우는 도 11-13에 도시된 형태에 대한 경제적인 대안을 제공하는데, 이는 단지 슬리브 부분만이 일회용이기 때문이다. 중심 부분(169)은 얼마간 가요성이 있는 보호 재료의 캡슐로 싸여 지는 것이 바람직하다. 가청 잡음을 일으키는 외부 전자 신호를 여과하기 위해 분리 커패시터(167)가 사용될 수 있다.

도 15와 도 16에 보이는 슬리브 부분은, ICP가 여러 가지의 귀 모양 및 크기에 편안하게 맞도록, 보통 부드러운 아크릴 같은 가요성 있는 재료로 만들어진다. 도 16은 ITC와 CIC 보청기 타입의 깊은 이도 삽입에 적합한 슬리브를 도시하고 있다. 또한 도 16에는 ICP가 이도에 삽입될 동안 음향 밀폐를 제공하는 음향 배플 시스템(186)이 도시되어 있다.

도 15는 ITE 보청기 타입을 나타내는 얇은 이도 삽입용 ICP 슬리브를 도시하고 있다. ICP 코어는 도 15 및 도 16에 도시된 것을 포함하는 임의의 ICP의 슬리브 공동(179)에 삽입되어 있다. 의사가 선택하는 ICP 슬리브의 특정한 크기는 수행되는 테스트, 개인의 이도 크기, 및 보청기 시뮬레이션의 요건에 따라 결정된다. 코어 ICP와 ICP 슬리브의 결합 부분의 예가 도 17에 도시되어 있는데, 이는 ICP-ITC 조립체를 나타낸다.

도 18은 통기구의 크기가 전자적으로 제어되고 조정되는 통기구 메커니즘의 변화를 도시하고 있다(Zdeblick, K., A Revolutionary Actuator For Microstructures, Sensors Magazine, eb. 1993 참조). 이것은 마이크로 밸브 포트(195)를 통해 통기구 관(197)에 부착된 통기구의 크기를 조절하는 (Redwood Microsystems of Redwood City, California에 의해 제조된 NO-300과 같은) 실리콘 격막(194)을 포함하는 프로그램 가능한 마이크로-밸브(193)의 사용에 의해 달성된다. 전형적인 통기구 크기의 범위는 의사의 테스트 선택에 대한 응답으로 VEA로부터 공급되는 전압 레벨에 따라 0.032에서 1.5 mm 사이의 크기를 갖는다. ICP는 도 19-22에 도시된 바와 같이 ICP로의 인터페이스에 맞게 개조된 새로운 타입의 보청기를 테스트하는 새로운 방법에도 사용된다. 음향 신호를 보청기 마이크로폰에 전달하기 위해 보통 멀리 떨어져서 위치하는 스피커를 사용하는 통

상의 보청기 및 보청기 착용 상태의 청력 평가 방법과는 달리, 본 발명의 ICP는 음향 신호를 보청기(214)의 마이크로폰(211)에 직접 제공한다. 본 발명의 음향적 결합은 전형적으로 15mm보다 작은 극소한 거리만을 갖는다.

도 19와 도 21은 음향적 결합이 자기 흡인 방법을 통해 수행되는 발명의 실시예를 도시하고 있다. 이러한 방법에서는, 도 19에 도시된 바와 같이 ICP 수신기(136)는 ICP의 수신기 단부에 있는 자석 원반(209)과 보청기(214)의 면판(218)의 일부인 보청기 마이크로폰 포트(210) 근처의 다른 자석 원반(209) 사이의 자력을 통해 보청기 마이크로폰(211)에 결합된다. 밀폐 링(205)은 결합에서의 누설을 최소화하기 위해 음향 밀폐를 제공한다. 또한 보청기 배터리 홀더(221), 보청기 음량 제어기(219), 보청기 회로(212), 및 보청기 통기구 관(217)과 같이 모든 보청기 장치에 사용되는 통상적 구성 요소가 제공된다.

게다가, 도 21에 보이는 본 발명의 실시예에는 프로그래밍 케이블(257)을 통해 VEA로부터 나온 제어신호를 통한 동적 ITE 테스트가 가능한 프로그램 가능한 보청기 회로(253)가 제공된다. 도 21은 보청기 회로를 본 발명의 VEA에 결합시키는 프로그래밍 케이블(257)을 가진 전기적으로 프로그램 가능한 보청기를 도시하고 있다. 이들 보청기는 보통 전기적 신호를 통해 프로그램 가능하거나 조정 가능한 회로를 포함한다. 도시된 면판에서의 프로그래밍 인터페이스는 전기적 프로그래밍 신호를 보청기 회로로 발송하는데 적합한 배터리 홀더를 통한다. 프로그래밍 신호와 인터페이스 방법은 일반적으로 사용된 보청기의 설명서에서 제공된 대로 보청기에 따라 독특하다. 이들 프로그래밍 신호와 인터페이스 방법은 보청기 설계 업계의 당업자에게는 공지되어 있다. 현재 상업적으로 이용되는 다른 프로그램 가능한 보청기들은 보청기 내에 있는 적절한 신호 인터페이스 회로와 함께 초음파 또는 적외선 신호를 사용한다.

다른 음향 결합 방법은 도 20에 도시된 바와 같이 ICP 수신기(136)를 음향 결합기(243)를 통해 보청기 마이크로폰(211)에 결합하는 것이다. 본 발명에 있어 독특한, 뺏어나온 마이크로폰 포트(242)도 역시 보통으로 사용하는 동안 보청기(214)의 삽입과 제거를 용이하게 하는 손잡이로서 기능한다.

도 22에 도시된 본 발명의 다른 실시예는 보청기(214)의 마이크로폰 포트(299)에 삽입하는데 적합한 음향 결합기(290)를 사용한다. 마이크로폰 포트(299)는 음향 결합기 팁(291)을 수용하도록 우묵하게 되어있다.

또다른 음향 결합 방법(도시되어 있지 않음)은 ICP 수신기를 특별한 인터페이스 부분을 가지지 않은 통상적인 보청기와 결합시키기 위한 흡입-컵 링(suction-cup ring)을 사용한다.

본 발명의 직접 음향 결합의 주요 이점중의 하나는 보청기가 조정되고 평가되는 동안 보청기의 마이크로폰에서의 신호 대 잡음비를 개선하는 것이다. 이것은 주로 보청기의 마이크로폰을 ICP와의 결합을 통해 주위의 실내 잡음으로부터 격리시키는 것에 의해 달성된다.

본 발명의 보청기는 또한 도 19-22에 도시된 바와 같이 탐침 튜브의 삽입과 이어서 탐침 측정 시스템을 통한 이도 내부 음향 측정을 가능하게 하는 탐침 튜브 관을 갖고 있다. 보청기를 가지고 이도 내부 측정을 하는 통상적인 방법에는 탐침을 보청기의 아래에 배치하여 탐침에 핀칭효과(pinching effects)를 일으켜서 측정의 정확성에 영향을 주도도록 하는 것이 포함된다. 게다가, 탐침 튜브를 보청기의 아래에 배치하는 것은 진동 피드백을 야기하는 음향 누설 경로를 발생시킨다. 본 발명의 탐침 튜브 관은 보청기가 이도 내에 배치된 동안 탐침을 전진시키는 개선된 방법도 제공한다.

도 23에 도시된 일련의 단계는 본 발명의 시스템에 독특한 전형적인 맞춤 과정을 나타내고 있다. 본 발명의 바람직한 실시예에서의 가상 전기음향 청력계 시스템에 의해 제공되는 맞춤 과정은 다섯 단계로 수행된다: (1) 기준 측정(264), (2) 보청기 미착용 상태의 청력 평가(265), (3) 보청기 착용 상태의 예상 평가(266), (4) 보청기 모의 착용 상태의 평가(267), 및 (5) 보청기 착용 상태의 평가(268). 한편, 개개의 단계 또는 각 단계의 구성 요소들은 개인적으로 수행될 수 있다. 즉, 청력 평가를 받는 사람에게 적합한 다른 순서로 수행될 수도 있다. 각 과정의 단계는 도 24-28에 도시된 바와 같이 그래픽 모듈로 수행될 수 있다.

제 1 단계 즉, 기준 측정은 기준 측정 윈도우(도 24에 도시)와 신호 모델 윈도우(도 24에 아이콘으로 도시)를 포함하는 기준 측정 모듈(도 24)에 의해 수행된다. 기준 측정 윈도우는 이후에 맞춤 과정을 통관하여 사용되는 여러 가지 전달 함수의 측정을 가능하게 한다.

상기 설명된 보청기 미착용 상태의 전달 함수 $H_{ua}(p_n, j\omega)$ 는 3D-REUR(3차원 실재-귀 보청기 미착용 상태의 응답) 옵션이 선택되었을 때 측정된다. 측정치는 선택된 전/후방 옵션에 따라 전방(스피커 #1을 마주보는 방향) 또는 후방(스피커 #1을 등지는 방향)으로부터 얻어진다. 우측과 좌측 귀 전달 함수의 플롯은 횡단면/화살모양 평면의 옵션 선택에 따라서 횡단면 또는 화살모양 평면에 디스플레이될 수 있다. 도 24는 횡단면 상의 8쌍의 H

$_{ua}(p_n, j\omega)$ 전달 함수의 집합을 도시하고 있다. 측정은 사람을 스피커 배열(앞서 설명되었음)의 중앙에 위치시키고, 우측과 좌측 탐침 튜브를 각각 막히지 않은 이도에 배치하므로써 이루어진다.

본 발명의 다른 신규한 점은 맞춰진 보청기뿐만 아니라, 보청기 모의 착용의 폐색 효과를 측정하고 그 양을 잴 수 있다는 것이다. 한편, 맞춰진 상태의 측정 이전에, 이도가 막히지 않은 상태에서의 기준 측정이 반드시 이뤄져야 한다. 본 명세서에서 간단히 설명된, 이 과정은 사람으로 하여금 모음, 바람직하게는 "이(ee)"와 같이 낮은 주파수 범위에서도 높은 에너지 함량을 가진

모음을 발음할 것을 요구하는 것이다. 측정은 고막 근처에 배치된 탐침을 가지고 행해진다. 폐색 효과 기준 측정 - 즉, 막히지 않은 상태 - 은 아래에 설명되는 바와 같이 ICP 또는 보청기를 사용하여 이도를 막은 채 행하는 폐색효과 측정을 위해 생략된다. 폐색효과 기준 측정은 폐색 기준 옵션이 선택되었을 때 수행된다.

면판 전달 함수 $H_{fp}(p_n, jw)$ (플롯은 도시되지 않았음)는 면판 응답 옵션(Face-Plate Response option)이 선택될 때 측정된다. ICP는 귀속에 배치되고, 탐침 튜브 팁은 도 13에 보이는 바와 같이 면판의 마이크로폰 위치(132)에 배치된다. ICP 수신기에서 가상 귀로의 전달 함수 H

$icp-rec(jw)$ 는 ICP 교정 옵션(ICP Calibration option)이 선택될 때 측정된다. 이때, 탐침 튜브는 ICP의 탐침 튜브 관에 삽입되고, 튜브의 팁은 고막 근처에 삽입 될 것이 요구된다.

여러 가지의 응답 및 교정 측정 동안 탐침을 이도 내에 적절히 배치하는 것을 용이하게 하기 위해, 그러한 이도 내에서의 탐침의 배치를 최적화하기 위해, 상세히 말하면, 고막으로부터의 파의 반사에 기인하는 이도 내에 존재하는 정재파의 효과를 최소화하기 위해 신규한 방법이 사용된다. 주파수에 의존하는 정재파 패턴은 잘 특징 지워져 있고 음향학, 특히 실제 귀 음향 측정 분야의 당업자에게는 잘 알려져 있다. 본 발명의 새로운 방법에는 제 1 음조는 1kHz에서 5kHz의 범위의 낮은 주파수를 갖고, 제 2 음조는 15kHz에서 20kHz의 범위의 주파수를 갖는 이중 음조(dual tone)를 제공하는 것이 포함된다. 측정에 따라 스피커 또는 ICP 수신기를 통해 전달되는 음조 신호에 대한 음향 응답은 도 30-32에 도시된 바와 같이 마이크로폰 탐침 시스템에 의해 연속적으로 측정되고, 모니터 상에 디스플레이된다.

도 29에 도시된, 각 음조에 대한 사람의 한쪽 귀의 음향 응답의 플롯(plot)은 탐침이 고막에 근접함에 따라 저주파 응답에서는 특징적인 상승을, 고주파 응답에서는 노치를 나타낸다. 이 노치는 15kHz의 음조에 대해 고막으로부터 약 5 mm의 거리에서 발생한다. 탐침의 삽입 동안 상태적 응답 특성을 모니터링 하는 것은 도 30-32의 스펙트럼 플롯에 도시된 바와 같이 적절한 탐침의 위치 선정을 나타내는 시각적이고 컴퓨터를 이용한 방법을 제공한다. 이 과정의 마지막은 일반적으로 고주파 - 즉, 제 2 음조 - 응답에서의 현저한 상승에 이은 도 31에 도시된 바와 같은 전형적으로 15dB를 초과하는 현저한 노치에 의해 표시된다.

저주파 - 즉, 제 1 음조 - 응답은 탐침이 고막에 가까이 삽입됨에 따라 3dB이내의 단지 작은 증가만을 나타낸다. 비록 고막에 탐침 팁을 접근시키는 것이 이 과정에서 가능하지만, 이 과정의 목적은 전달 함수를 측정하는 동안 관심 있는 주파수에서 최소한의 정재파가 존재하도록 탐침을 위치시키는데 있다. 예를 들어, 6kHz까지의 보청기 미착용 응답 측정을 원한다면, 15kHz 응답에서 노치를 발견할 때까지 탐침을 전진시키는 것이 6kHz에서 측정 오차가 2.5dB를 넘지 않을 것을 보장해 준다. 제 2 음조를 고주파로 선택하는 것이 정확도를 개선시켜 준다. 비록 이것이 탐침을 너무 많이 전진시킬 가능성을 증가시켜 고막의 표면에 접촉하게 할 수 있지만, 이는 불편함을 야기할 수는 있어도 일반적으로 안전하다.

단일, 삼중, 혼합, 및 다른 신호를 포함하는 음조의 다른 조합도 여러 가지 음향 자극에 대한 응답을 연속적으로 측정하고, 탐침이 전진하는 동안 탐침과 고막과의 거리에 상관없이 적절한 정지점을 감지하는 상기 과정을 수행하는데 이용될 수 있다. 적절한 탐침의 위치를 본 명세서에서는 탐침 기준점(probe reference point)이라 한다.

두 번째 단계인 보청기 미착용 평가는 도 25에 도시된 보청기 미착용 평가 모듈에 의해 수행되는데, 상기 모듈은 오픈 되어 도시된 보청기 미착용 분석 윈도우, 역시 오픈 되어 도시된 공간화 윈도우, 아이콘화되어 도시된 신호 모델 윈도우, 및 역시 아이콘화되어 도시된 청력측정 평가 윈도우로 구성되어 있다.

보청기 미착용 분석 윈도우는 ICP가 이도 내에 삽입된 동안 보청기 미착용 조건하에서의 청력 평가를 위한 여러 가지의 이도내 측정과 디스플레이를 한다. 측정치와 플롯에는 청력도 스펙트럼, 왜곡, 시간 분석, 스펙트럼도, 및 2-CC 곡선이 포함된다. 음향 자극, 측정 방법, 및 이들 테스트에 관련된 플롯들은 청력학과 신호 분석 업계의 당업자에게는 공지되어 있다. 한편, 가청도 스펙트럼도는 아래에 설명되는 바와 같이 본 발명에 있어서 독특한 새로운 특징이다.

가청도 스펙트럼도(Audibility Spectrogram)는 개인의 청취자세에 관한 신호 청력도와 음향 신호의 임계 청력 특성을 도시한 스펙트럼 플롯이다. 가청도 스펙트럼도는 도 25에 도시된 바와 같이 주파수에 대한 신호 변화(시간)와 임계 가청 영역(critical audibility region, CAR)을 나타내는 2차원 플롯으로 표시되는 3차원 행렬임이 필수적이다. 외측 선으로 도시된 CAR은 신호 모델 윈도우로부터 선택된 각 신호 부분에 따라 독특하다. 언어 부분의 CAR은 모음에서의 중요한 형태의 에너지, 발음의 기준 주파수의 에너지, 비주기 주파수 음의 에너지, 기타 선택된 신호 모델에 따라 이해, 감지, 또는 동일시함을 초래하는 것으로 알려진 다른 특징과 같은 독특한 음향 특징에 의해 정의된다.

가청도 스펙트럼도 플롯은 분석된 신호와 정의된 CAR, 그리고 CAR에서 측정된 사람의 청취자세와 비교되고 계산된 탐침 측정된 스펙트럼도의 스펙트럼도들의 결합에 의해 도출된다. 사람의 청취 한계의 아래에 있는 측정된 스펙트럼도 값들은 CAR내의 외측 선 영역을 정의하는 한계 미만(B-Threshold)값으로 할당되며, CAR내의 청취한계를 넘는 측정된 스펙트럼도 값들은 한계 초과(Above-Threshold, A-Threshold)값으로 할당되는데 이는 한계 미만 영역 내에서 영역으로 정의되며, 사람의 불편한 라우드니스 레벨(UnComfortable loudness Level, UCL)을 초과하는 측정된 스펙트럼도 값들은 불편 라우드니스 레벨 초과 (Above-UnComfortable loudness Level, A-UCL)값에 할당되며 이는 가장 내측선 영역으로 정의된다.

결과적인 색 부호(color-coded) 플롯은 전형적으로 언어 신호를 위해 형성된 선이다. 한편, 어떤 타입의 음향 신호도 CAR 및 사람의 측정된 청취자세에 근거한 대응하는 가청도 스펙트럼도에 할당될 수 있다. 가청도 스펙트럼도 플롯의 목적은 신호 모델의 임계 가청도 특징과 개인의 청취 자세를 고려하는 것에 의해 동적으로 수신된 음향 신호의 가청도를 나타내는 빠른 그래픽 수단을 제공하는 것이다. 이 플롯은 보청기 착용, 보청기 모의 착용, 및 보청기 미착용 평가 동안, 보청기 맞춤 최적화 과정에서 특히 중요하다.

공간화 윈도우는 공간화 모드 또는 두개골 내부 모드로 신호 제시 모드를 선택하도록 한다. 공간화 모드는 도 25에 도시된 바와 같이 머리, 음원, 배경, 및 경계의 선택된 공간 관계에 따라, 삽입된 ICP를 통해 양쪽 귀에 전달될 선택된 음원과 배경 신호를 표시한다. 공간 관계는 음원과 머리 기준점 사이의 거리(d), 방위각(θ), 및 고도각(α)을 포함한다.

음향 신호를 가상 청취 효과와 합성하기 위해 여러 가지의 개인적 및 교정 전달 함수가 사용된다. 신호원과 대응 레벨이 신호 모델 윈도우(도시되어 있지 않음)로부터 선택된다. 이에 반해, 두개골 내부 모드는 선택된 신호와 대응 레벨이 공간화 없이 한쪽 또는 양쪽 귀에 전달되는 통상적인 음향 제시 방법을 제공한다.

신호 모델 윈도우는 음원 및 배경 신호, 그리고 대응 레벨의 선택을 하게 한다. 음원 선택은 순음 타입, 언어, 음악 또는 청력학적 의미가 있는 임의의 신호일 수 있다. 배경 신호는 전형적으로 경쟁 언어, 주위 잡음, 및 청력학적 의미가 있는 다른 신호이다. 공간화 모드에서 선택된 신호의 레벨은 자유장에서 음원으로부터 1m로 교정된 dB SPL임이 바람직하다. 측정된 이도 내부 음향 응답은 탐침 마이크로폰 시스템으로 측정됨에 따라 dB SPL로 디스플레이됨이 바람직하다.

두개골 내부 모드에서, 음원과 배경 신호는 통상적인 청력측정과 같이 우측, 좌측, 또는 양측 귀로 이동된다. 두개골 내부 모드에서 선택된 신호의 레벨은 dB SPL임이 바람직하다. 상기 설명된 ICP 교정 과정을 통한 H

$_{icp-rec}(j\omega)$ 전달 함수 측정은 dB SPL의 레벨선택을 허락한다. 게다가, 탐침 마이크로폰 시스템을 통한 측정은 탐침과 ICP가 이도내의 적절하게 위치될 것을 보증하기 위해 필요하도록 만들어질 수 있다.

음원과 배경 신호 타입, 레벨 및 공간화 모드의 특별한 선택은 신호 모델로 정의된다. 시스템에 의해 제시 및 분석 목적상 하나 이상의 신호 모델이 선택되고, 저장되고, 회수될 수 있다. 신호 모델은 언어, 배경 잡음, 음악, 순음, 차폐음, 복합 신호, 및 다른 청력학적으로 의미가 있는 신호를 포함하는 음향 신호/시나리오 각각 또는 그 결합을 나타낸다.

아이콘으로 도시된 청력측정 평가 윈도우는 여러 가지의 통상적인 청력측정이 수행되게 한다. 이것은 임계 청력도, 가장 편안한 레벨(most comfortable level, MCL), 불편한 라우드니스 레벨(uncomfortable loudness level, UCL), 언어 수신 임계(speech reception threshold, SRT), 및 청력학계의 전문가들에게 공지된 여러 가지의 청력측정을 포함한다. 한편, 변환기가 여러 가지의 음향결합기에서 교정되고 측정치가 상대 청취 레벨(HL)로 측정되는 통상적인 청력측정과 달리, 이도 내부 응답을 절대 음압 레벨(SPL)로 측정하는 것이 바람직한 방법이다.

본 발명의 다른 특징은 청력측정 신호 표시의 모드에 관한 것이다. 상기 설명된 바와 같이, 공간화 윈도우에서 선택된 공간화 또는 두개골 내부 청취 모드는 신호 모델 윈도우에서 선택된 표시뿐만 아니라 청력 측정 평가 윈도우에도 영향을 미친다. 예를 들어, 통상적인 언어 청력측정에서 보통 사용되는 NU-6 또는 W-22와 같은 표준 청력학 단어 목록은 통상적인 두개골 내부 모드 또는 양자택일적으로 본 발명에 있어 독특한 공간화 모드에서 제시될 수 있다.

공간화된 보청기 미착용 평가의 신호 처리는 공간화 윈도우의 선택에 근거하여 보간된 보청기 미착용 전달 함수 $H_{ua}(p_n, j\omega)$ 와 전달 함수 $H_{icp-rec}(j\omega)$ 를 포함한다. 개개의 분화된 보청기 미착용 평가의 신호 처리 수행이 도 10에 도시되어 있다.

세 번째 단계인 예상된 보청기 착용 평가는 예상된 보청기 착용 평가 모듈에 의해 수행된다. 도 26에 도시된 이 모듈은 청각장애인의 개입 없이도 의사가 보청기를 선택하고 그 성능을 예상할 수 있게 한다. 이 모듈은 개방된 것으로 도시된 보청기 선택/조정 윈도우, 개방된 것으로 도시된 예상된 분석 윈도우, 아이콘으로 도시된 신호 모델 윈도우, 아이콘으로 도시된 공간화 윈도우, 및 청력측정 평가 모듈로 구성된다. 신호 모델, 공간화, 및 청력측정 평가 윈도우는 보청기 미착용 평가 단계에서 설명된 것들과 본질적으로 동일하다.

보청기 선택/조정 윈도우는 보청기의 선택과 이에 이은 조정을 하게 한다. 선택/조정의 예상된 결과가 인접한 예상된 분석 윈도우의 선택된 플롯 상에 나타나 있다. 보청기 선택은 선택된 보청기 선택 자동/수동 옵션에 따라 자동 또는 수동일 수 있다. 자동 선택은 선택된 맞춤 알고리즘과 청각장애인 및 의사에 의해 선택된 여러 가지의 다른 기준에 근거하여 하나 이상의 보청기를 선택하는 것을 포함한다. POGO, Berger, 및 NAL-II와 같은 전통적인 맞춤 방식과 방법이 제공된다.

바람직한 맞춤 방법은 동적 가청도 방법(dynamic audibility method)인데 이는 가청도 스펙트럼도가 최적화되도록 유리수를 사용한다. 이것은 한계 미만(B-Threshold)선 영역과 불편 라우드니스레벨 초과(A-UCL) 선 영역을 최소화하면서 한계 초과(A-Threshold)선 영역을 최대화하는 플롯에 대응된다. 선택된 기준에 가장 적합한 보청기 모델은 시스템 메모리로부터 자동적으로 구해진다.

양자택일적으로, 이용 가능한 모델 목록으로부터 하나 이상의 보청기 모델을 선택하는 것에 의해 수동 선택이 행해질 수 있다. 보청기 모델은 신호 모델의 신호 처리를 위해 사용되는 모든 필요한 전기음향 변수를 포함한다. 신호 처리의 결과는 분석 및 플로팅 목적을 위해 예상된 분석 윈도우에서 사용된다. 선택된 보청기 모델의 보청기 변수들은 보청기 조정 자동/수동 옵션과 선택된 맞춤 방법에 따라 자동으로 또는 수동으로 조정된다.

보청기 제어 변수 집합은 전형적으로 선택된 보청기 모델에 유일한 것이다. 보청기 모델 DigiLink 100이 선택된 도 26에 도시된 예시 윈도우에서, 제어 변수들은 음량 제어(volume control, VC), 저주파 차단(Low Frequency Cut, LFL), 압축 임계 굴곡(Threshold Knee, TK), 마이크로폰 타입(Microphone type, MIC), 수신기 타입(Receiver type, REC), 그리고 삽입된 ICP의 통기구 크기를 반영하는 통기구 크기 선택이다. 통기구 삽입 선택을 통해 수동으로, 또는 프로그램 가능한 마이크로-밸브 통기구 선택을 통해 전자적으로 다른 통기구 크기가 선택되면, 분석의 정확성을 향상시키기 위해 새로운 전달 함수 H

$icp-spr(j\omega)$ 가 측정됨이 바람직하다.

예상 분석 윈도우는 측정된 면판 전달 함수 $H_{fp}(p_n, j\omega)$ (도 33의 292, 293), 보청기 전달 함수 H_{ha}

$(j\omega)$ (도 33의 294), 그리고 보청기를 착용한 귀에 대한 ICP수신기에서 가상 귀로의 측정된 전달 함수 H

$icp-rec(j\omega)$ (도 33의 295)를 포함하는 신호 처리 모델을 제외하고는 상기 설명된 보청기 미착용 분석 윈도우와 본질적으로 동일하다. 보청기 전달 함수 H

$ha(j\omega)$ 는 전형적으로 비선형적이며 선택된 보청기에 따라 차이가 있다. 전체 보청기 전달 함수 H

$ha_t(j\omega)$ 는 전형적으로 마이크로폰의 전달 함수 $H_{mic}(j\omega)$, 보청기 회로의 전달 함수 $H_{ha-rec}(j\omega)$, 및 수신기의 전달 함수 $H_{ha-rec}(j\omega)$ 를 포함한다. 전달 함수 H

$ha(j\omega)$ 는 보청기 수신기를 배제하고, 대신에, 사용된 ICP 수신기와 예상 보청기 수신기의 차이를 정의하는 수신기 보정 전달 함수 $H_{Rec-corr}(j\omega)$ 를 포함하므로 $H_{ha-t}(j\omega)$ 와는 다르다. 이 보정 전달 함수 H

$Rec-corr(j\omega)$ 는 전형적으로 선형의 전달 함수이고 VEA 시스템에 의해 공급된다.

말하는 선생/듣는 어린이 시나리오에서의 보청기 착용 우측 귀와 보청기 미착용 좌측 귀에 대한 보청기 착용 분석 과정이 도 33에 도시되어 있다. 디지털 신호 처리의 결과는 분석과 디스플레이를 위해 시스템 메모리(106)에 저장된다.

시스템 메모리에서의 예상 데이터의 분석은 상기 설명된 가청도 분석을 포함한다. 플로팅은 임계 가청 영역(CARs)에 대한 한계 미만, 한계 초과 및 불편 라우드니스 레벨 초과와 가청 선을 나타내는 가청도 스펙트럼도를 포함한다. 도 26은 도 25에 도시된 보청기 미착용 조건에 대한 예상 보청기 착용 조건에서의 개선된 가청도 즉, 증가된 한계 초과 선 영역을 도시하고 있다.

본 발명에 있어 특유한 또다른 예상 측정은 ICP를 이도로 삽입함에 따른, 사람 자신의 목소리의 증폭으로 인지되는 폐색 효과의 측정이다. 본 발명은 폐색 효과의 크기를 주관적 또는 객관적으로 측정하는 방법을 제공한다. 주관적 방법은 ICP를 착용한 사람에게 말할 때 자신의 목소리를 평가하도록 요구하는 것에 의해 수행된다. 만약 응답이 청각장애인 지원자에게 불만족스러우면, 다른 보청기를 나타내는 대안적 ICP가 고려될 수 있다.

객관적 방법은 탐침 시스템을 통해 폐색된 이도에서 측정된 응답과 폐색 효과 기준 측정 즉, 상기 설명된 개방 이도 측정을 공제하는 것을 포함한다.

개방 및 폐색된 이도의 양자의 측정 동안 일정한 강도 레벨을 보장하기 위해 폐색 효과 측정 동안 사람 자신의 목소리를 기록하기 위해 이도 외부의, 환자의 마이크로폰(57)이 전형적으로 사용된다(Muller, H. G., Hawkins, D. B., Northern, J. L., Probe Microphone Measurements: Hearing Aid Selection and Assessment, 1992, pp. 221-224). 본 발명에 있어 독특한 특징은 일정 목소리 강도의 요구뿐 아니라 일정 목소리 스펙트럼 특성도 제거하는 것이다. 이것은 사람 자신의 목소리의 스펙트럼 특성의 차이만큼, 계산된 폐색 효과 측정을 조정함에 의해 달성된다.

보청기를 깊이 삽입하는 것은 특히 125에서 1000Hz까지 범위의 저주파에서 폐색효과를 실질적으로 감소시킨다는 것은 청력 학계에 알려져 있다. 따라서, 더 작은 모의 보청기를 나타내는, 더 작은 ICP가 이어지는 평가 단계에서 사용될 수 있다.

두 가지 타입의 ICP 즉, ICP-ITC와 ICP-ITE에 의해 발생하는 폐색효과가 도 27의 플롯에 도시되어 있다. 이 플롯은 사람에 대해 ICP-ITE 대 ICP-ICP에 기인한 중요한 폐색효과를 나타내고 있다. 이는 ICP-ITE가 더 큰 잉여 음량을 발생시키고, 폐색효과는 그것에 직비례하는 것으로 알려져 있으므로 예상되는 것이다.

탐침 기준점에서의 ICP 측정의 이점은 모든 측정이 선택된 ICP나 ICP의 이도 내 위치와 독립적으로 이루어진다는 것이다. 한

편, 사람에게 정확한 공간화된 음을 제공하기 위해, 새로운 ICP가 선택되어 사람의 이도 내에 삽입될 때마다 H

$icp-rec(jw)$ 의 전달 측정이 요구된다.

본 발명에 있어 독특한 다른 측정은 보청기 수신기를 시뮬레이팅할 때, ICP 수신기로부터 보청기의 면판을 시뮬레이트하는 ICP의 면판으로의 음향 누설에 기인하는 음향 피드백이다. 전달 함수 H

$icp-fb(jw)$ (도 37의 338) - 예를 들어 진폭 및 위상 응답 - 는 상기 설명된 바와 같이 면판에서 측정된다. 탐침 튜브를 ICP 탐침 튜브 관으로부터 제거함에 의해 생성되는 통기구는 탐침 관에 기인한 음향 누설을 배제하기 위한 피드백 측정 동안 막혀지는 것이 바람직하다.

보청기의 진동 피드백의 시뮬레이션과 이에 따른 예상에서 피드백 전달 함수의 중요한 적용이 있게 된다. 이 바람직하지 않은 진동 피드백은 휘파람의 형태로 나타나는데, 이것은 보청기의 정상적 작동을 방해한다. 도 37에 도시된 바와 같이 선택된 세팅을 가진 모의 보청기의 진동 피드백의 시뮬레이션과 예상은 ICP 피드백 전달 함수 H

$icp-fb(jw)$ (337)를 통합함에 의해 이루어진다.

진동 피드백은 ICP수신기를 통해 ICP를 착용한 사람에게 들릴 수 있다. 또한 진동 피드백은 VEA시스템과 함께 ICP 마이크로폰 시스템을 통해 측정될 수 있다. 이 특징이 의사로 하여금 진동 피드백이 최소화 또는 제거되도록 보청기 모의 착용, 특히 이득, 주파수 응답, 통기구 크기의 세팅을 조정할 수 있게 한다. 유사하게, VEA시스템은 진동 피드백이 최소화 또는 제거되도록 교류 보청기 또는 교류 보청기 변수 세트를 선택하는데 사용될 수 있다.

예상 보청기 착용 분석 윈도우는 또한 청력도, 왜곡, 시간 분석, 스펙트럼도, 2-cc 곡선의 대응 플롯과 다른 분석을 포함한다. 이들은 청력 과학과 기술 분야의 당업자에게 공지된 표준화된 측정과 플롯이다. 2-cc 결합기 곡선은 가상 귀 대 2-cc 결합기 전환 공식을 사용하여 측정된 이도 내부 응답을 표준 2-cc 결합기 곡선으로 전환하는 것을 포함한다. 순음과 같은 표준 신호 모델들은 전형적으로 2-cc 결합기 측정에 포함되어 있다(Specification of Hearing Aid Characteristics, ANSI-S3.22-1987, American Standards National Institute 참조). 본 발명의 방법에 포함되는, 착상된 다른 평가 방법에는 보청기 미착용, 예상 착용, 보청기 모의 착용, 보청기 미착용 조건에 대한 분절 지수(Articulation Index, AI) 측정이 포함된다.

보청기 예상 착용의 목적은 청각장애인의 개입 없이 선택된 신호 모델, 선택된 보청기 변수 세트, 및 개인의 청취 자세에 따라 선택된 보청기의 성능을 객관적으로 예상하는 것이다.

네 번째 단계인 보청기 모의 착용 평가는 도 27에 보인 바와 같이 보청기 모의 착용 평가 모듈에 의해 수행된다. 이 모듈은 작동자로 하여금 하나 이상의 보청기를 선택, 최적화하고 그 청취 특성을 시뮬레이트할 수 있게 한다. 이 모듈은 개방된 것으로 도시된 보청기 시뮬레이션 윈도우, 개방된 것으로 도시된 보청기 모의 착용 분석 윈도우, 아이콘으로 도시된 신호 모델 윈도우, 아이콘으로 도시된 공간화 윈도우, 그리고 아이콘으로 도시된 청력측정 평가 모듈로 구성되어 있다. 신호 모델, 공간화, 및 청력측정 평가 윈도우는 상기 설명된 것들과 본질적으로 동일하다. 보청기 모의 착용 윈도우는 보청기 예상 착용 평가 모듈의 보청기 선택/조정 윈도우와 본질적으로 동일하다. 유사하게, 보청기 모의 착용 분석 윈도우는 예상 분석 윈도우와 본질적으로 동일하다.

보청기 모의 착용 평가 모듈에서의 주요한 차이점은 보청기 모의 착용 조건을 합성하고 청각장애인에게 가청의 결과를 제공하는 모듈의 능력이다. 다른 중요한 차이점은 분석이 예상된 것이 아닌 측정된 데이터에 근거한 모듈에 의해 수행된다는 것이다. 이 측정된 응답은 상기 설명된 바와 같이 탐침 팁을 탐침 기준점에 둔 상태에서 마이크로폰 탐침 측정 시스템을 통해 얻어진다.

도 34에 도시된 보청기 모의 착용의 신호 처리의 예는 보청기 착용 귀의 시뮬레이션을 위해 $H_{Rec-corr}(jw)$ 와 면판 전달 함수 $H_{fp}(p_n, jw)$ 를 포함하는 보청기 전달 함수 $H_{ha}(jw)$ 를 포함한다. 처리 결과는 D/A 컨버터(115)를 통해 아날로그 신호로 전환되고, 사람의 이도에 삽입되어 있는 좌측(119)과 우측(120) ICP로 이동된다.

예상 보청기의 마이크로폰이 지향성이라면, 도 35에 도시된 바와 같이 그 지향 특성을 나타내는 분리된 마이크로폰 전달 함수가 사용된다. 디지털 음향 파일(107)은 시스템 메모리(106)로부터 꺼내어져, 면판 전달 함수 H

$f_p(p_1, jw)$ (도 35의 310)와 $H_{fp}(p_2, jw)$ (도 35의 312)로 처리되는데, 이때 p_1 과 p_2 는 3차원 공간상의 두 점을 나타낸다. p

$_1$ 과 p_2 로부터의 신호 경로는 각각 직접 경로와 초기 반사 경로를 나타낼 수 있다. 두 번째의 반사 경로 p

$_3, p_4, \dots, p$

$_n$ (도시되어 있지 않음)는 디지털 신호 처리에 있어 유사하게 나타내어질 수 있다.

각 면판 전달 함수 단계의 결과는 나아가 점 p_1, p_2, \dots, p_n

n 으로부터의 각 신호 경로에 대해 대응하는 마이크로폰 전달 함수(318, 320)를 가지고 처리된다. 그 결과는 도 35에 도시된 바와 같이 합해져서(326), 보청기 회로 전달 함수 H

$H_{a-cir}(j\omega)$ (322), $H_{Rec-corr}(j\omega)$ (324)에 의해 처리된다. 다음, 결과로서 디지털 방식으로 처리된 신호는 D/A 컨버터(115)를 통해 아날로그 신호로 전환되어 청력측정 변환기 인터페이스(117)를 통해 이도내의 적절한 ICP로 향하게 된다.

보청기 모의 착용 분석 윈도우는 청력도, 왜곡, 시간 분석, 스펙트럼도, 가청도 스펙트럼도, 2-cc 곡선, 폐색효과 및 피드백 분석의 측정과 대응 플롯을 포함한다. 이들 측정은 상기 예상 분석 윈도우에 대해 설명된 것과 본질적으로 동일하다. 이 과정은 선택된 맞춤 처방 공식/유리수에 근거한 보청기 처방을 계산하는 시스템의 능력에 근거하고 있다. 선택된 보청기는 조정가능하며 결과는 청각장애인의 개입과 함께 또는 개입 없이 분석되고 플롯될 수 있다.

보청기 모의 착용 모듈의 목적은 측정된 이도 내부 탐침 응답에 따라, 선택된 신호 모델, 보청기 변수 세트, 개인의 측정된 청취 프로파일, 및 제시된 가청 신호에 대한 주관적 응답의 함수로서의 보청기 성능을 객관적 및 주관적으로 최적화하는 것이다.

본 발명에 있어 독특한 하나의 특징은 청각장애인에게 자연스러운 음향 인지 및 개선된 음향 위치측정 능력을 제시하는 모의 단청 또는 양청 보청기 시스템의 특성을 계산하는 능력이다. 이것은 면판 전달 함수와 함께 각 귀에 대한 보청기 미착용 전달 함수와 매치 되는 결합된 전달 함수를 제공하는 보청기 모의 착용 전달 함수의 선택에 의해 달성된다. 이 매치의 요건에는 전형적으로 주파수 및 위상 응답이 포함된다. 한편, 진폭 응답은 대부분의 청각장애인들이 그들의 청력 손실을 보상하기 위해 증폭을 원하기 때문에 변화될 것으로 예상된다.

VEA시스템 시뮬레이션을 통해 일단 보청기 선택과 최적화 과정이 완료되면, 모의 보청기의 특성이 제조/조립을 위한 보청기 설명서로 옮겨진다. 제조 설명서는 마이크로폰과 수신기, 선택된 ICP에 따른 보청기의 모양과 크기, 보청기 회로 블록과 회로 구성요소, 보청기 변수 세팅, 통기구 타이/크기를 포함하는, VEA시스템에 의해 시뮬레이트된 보청기 구성요소를 포함한다. VEA시스템의 목적은 바람직한 모의 보청기에 가까이 매치 되는 단청 또는 양청의 보청기 시스템을 제조/조립하도록 제조자/조립자에게 상세한 설명을 제공하는데 있다. 가상 보청기의 주문은 상세한 보청기 명세의 출력정보를 제공하는 도 27에 도시된 주문 메뉴로부터 수행된다.

과정의 마지막 단계인 보청기 착용 평가는 도 28에 도시된 보청기 착용 평가 모듈에 의해 표시된다. 이 모듈은 개방되어 도시된 보청기 착용 평가 윈도우, 개방되어 도시된 보청기 착용 분석 윈도우, 아이콘으로 도시된 청력측정 평가 윈도우, 아이콘으로 도시된 신호 모델 윈도우, 및 아이콘으로 도시된 공간화 윈도우로 구성된다. 나중의 세 윈도우는 예상 보청기 착용 평가와 보청기 모의 착용 평가 윈도우에서의 그것들과 본질적으로 동일하다. 보청기 착용 평가 윈도우는 도 21에 도시된 프로그램 가능한 보청기의 경우와 같이 제조된 보청기 변수의 전자적 조정을 허용하거나, 도 20에 도시된 수동으로 조정된 보청기의 경우에 있어서 제안된 변수 세팅을 디스플레이하는 것을 허용한다.

보청기 착용 분석 윈도우는 측정과 대응 플롯이 예상된 또는 합성된 신호 즉, 보청기 모의 착용의 응답 분석이 아니라 사람의 이도 내에 삽입된 가상 보청기로부터의 응답을 반영한다는 점을 제외하고는 보청기 미착용, 예상 착용, 보청기 모의 착용 평가 과정 단계와 본질적으로 동일하다.

합성된 가상 음향 신호는 도 19-21에 도시된 바와 같이 공간화된 음향을 직접 보청기의 마이크로폰과 결합시키는 것에 의해 보청기에 제공된다. 면판 전달 함수 H

$f_p(p_n, j\omega)$ 와 제공된 ICP 수신기에서 마이크로폰으로의 전달 함수 $H_{icp-mic}(j\omega)$ 은 도 36에 도시된 바와 같이 디지털 합성 과정에서 사용된다. 공간상의 위치 p

n 에서의 음원을 나타내는 디지털 음향 파일(107)은 우측 및 좌측 귀 각각에 대한 자유장에서 면판으로의 전달 함수 $H_{fp}(p_n, j\omega)$ (340, 342)와의 처리를 위해 시스템 메모리(106)로부터 꺼내어진다. 점선으로 된 사각형(341, 343)으로 집합적으로 도시된, 부가적 음원의 필터링 또는 반사 경로의 필터링을 반영하는 다른 병렬 처리들은 우측(112)과 좌측(113) 가산 노드에서 합해진다. 가산 노드의 출력은 역 전달 함수 $1/H$

$icp-mic(j\omega)$ (344, 345)을 인가함에 의해 ICP 수신기 대 보청기 마이크로폰 결합 효과를 균등하게 하기 위해 더 처리된다. 보청기(351)의 마이크로폰(350)에 공급된 음향 신호는 공간화, 신호 모델, 및 청력측정 평가 윈도우를 통해 VEA시스템 작동자에 의해 선택되고 제어되는 특성을 가진 공간화된 신호를 나타낸다.

상기 설명된 ICP와 결합된, 보청기의 전기음향 테스트도 또한 이도 외부에서 수행될 수 있다. 예를 들어 2-cc결합기 측정은 보청기의 수신기 출력을 2-cc 결합기의 입력에 연결함으로써 수행될 수 있다. VEA의 신호 발생 능력과 함께, ICP는 2-cc결합기에 근거한 보청기 평가 동안 보청기로의 입력으로서의 여러 가지의 음향 자극을 생산할 수 있다. 유사하게, 2-cc결합기 측정

은 ICP의 수신기의 출력을 2-cc 결합기의 입력에 연결함으로써 ICP 즉, 모의 보청기 상에서 수행될 수 있다.

본 발명은 오늘날의 진단 및 맞춤 문제를 효과적으로 다룰 뿐 아니라 청력학적으로 중요한 새로운 도구를 위한 기본을 제공하는 것이다. 예를 들어, 보청기 착용과 보청기 모의 착용 양자의 가상 음향 조건을 합성하는 시스템의 능력은 청각장애인의 청력이 상호작용식 훈련에 의해 향상될 경우에 청각적 재활 도구로 사용될 수 있다. 그런 적용에 있어서, 청각 장애인은 시끄러운 배경음 하에서 발음되는 단어를 나타내는 공간화된 신호를 제공받게 된다. 비록 단어들이 상기 설명된 가청도 측정 및 방법에서 결정된 대로 들을 수 있더라도, 이들 단어들은 숙련되지 않은 청각장애인에게에는 이해되지 않을 수도 있다. 구두 응답, 또는 응답 키패드를 통해 기록된 응답에 따라, VEA시스템은 응답이 적절함을 나타내는 청각적 또는 시각적 피드백을 청각장애인에게 제공할 수 있다. 이 새로운 테스트의 목적은 청각장애인에게 단지 들을 수 있는 정도를 넘어 언어를 인지하고 이해하는 것을 개선시키는 방법을 가르치는 데에 있다.

본 발명에 의해 만들어질 수 있는 다른 테스트는 2차원 또는 3차원 공간에서 음향의 위치를 측정하는 개인의 능력을 측정한다. 한 예가 최소 가청 각도(MAA) 감지 테스트인데, 주파수에 대해 순음의 최소각 분리를 도(degree)로 감지하는 개인의 능력을 측정하는 것이다(Mills, A. W., On the Minimum Audible Angle, Journal of Acous. Soc. of Am. 30:237-246, 1956 참조). 게다가, 개인의 위치 측정 능력의 비교는 보청기 착용, 보청기 모의 착용, 보청기 미착용 조건에 걸쳐 비교될 수 있다.

본 발명은 또한 2차원 또는 3차원 공간에서 음향의 움직임을 감지하는 개인의 능력을 측정하는 것도 가능하게 한다. 예를 들어, 음향 물체는 특정 기하학적 및 주파수 패턴의 움직임을 나타내기 위해 합성될 수 있다. 움직임을 감지하는 개인의 감소된 능력이 평가된다. 게다가, 음향의 움직임을 감지하는 개인의 능력의 비교는 보청기 착용, 보청기 모의 착용, 보청기 미착용 조건의 여러 가지 청취 조건에 걸쳐 비교될 수 있다.

비록 본 발명이 바람직한 실시예와 관련하여 본 명세서에서 설명되었지만, 당업자는 본 발명의 범주와 내용을 벗어남이 없이도 다른 적용례가 본 명세서에서의 실시예와 치환될 수도 있다는 것을 쉽게 알 것이다. 따라서, 본 발명은 오직 아래에 첨부된 청구 범위에 의해서만 제한되어야 한다.

(57)청구의 범위

청구항1

인간의 청각 기능을 평가하기 위한 시스템에 있어서,

임의의 청력 진단, 보청기 처방, 보청기 시뮬레이션, 그리고 보청기 맞춤을 위한 음향 신호의 선택적 합성을 위한 가상 전기음향 청력계; 그리고

청력 평가 동안, 상기 음향 신호를 전달하고, 고막 근처의 이도 내부 음향 응답을 측정하기 위한 이도 내부 인공보청물을 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항2

제 1 항에 있어서,

절대 음압 레벨을 나타내는 용어로 상기 평가를 수행하기 위한 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항3

제 1 항에 있어서,

전기음향 전달 함수를 음향 신호의 디지털 합성에 통합시킴에 의해 보청기 시뮬레이션을 수행하기 위한 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항4

제 3 항에 있어서,

순음과 언어를 포함하는 제 1 음향 신호 및 배경 잡음과 다른 경쟁 음원을 포함하는 제 2 음향 신호를 포함하는 음향 신호의 합성 동안, 보청기 전달 함수를 사용하는 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항5

제 3 항에 있어서,

임의의 보청기 및 모의 보청기를 가지고 청력 평가를 하기 위한, 순음과 언어를 포함하는 제 1 음향 신호 및 배경 잡음과 다른 경쟁 음원을 포함하는 제 2 음향 신호를 포함하는 음향 신호를 합성하기 위한 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기

능 평가 시스템.

청구항6

제 1 항에 있어서,

임의의 보청기 폐쇄효과, 통기구 크기, 및 진동 피드백 포텐셜을 시뮬레이팅하기 위한 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항7

제 1 항에 있어서,

3차원 음향 공간에서 공간화된 음향 신호를 합성하고, 실제 청취 환경을 만들기 위해 적어도 하나의 전달 함수를 적용하기 위한 수단을 사용하기 위한 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항8

제 1 항에 있어서,

음향 신호를 발생시키기 위한 디지털 음향 합성 모듈을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항9

제 1 항에 있어서,

상기 이도 내부 인공보청물과 상기 가상 전기음향 청력계 사이에서 음향 정보를 전달하기 위한 디지털 청력계 모듈을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항10

제 1 항에 있어서,

공간화된 음향 신호의 합성을 위해 적어도 하나의 음향 전달 함수를 발생시키기 위한 가상 음향 공간 측정 모듈을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항11

인간의 청각 기능을 평가하기 위한 시스템에 있어서,

청력 평가 동안, 고막 근처에서의 이도 내부 음향 응답을 측정하기 위한 이도 내부 인공보청물; 그리고

임의의 청력 진단, 보청기 처방, 보청기 시뮬레이션, 및 보청기 맞춤을 위해, 다차원 공간에서의 실제적 청취 환경을 나타내는 음향신호의 선택적 합성을 위한 가상 전기음향 청력계를 포함하며,

상기 가상 전기 음향 청력계는

절대 음압 레벨을 나타내는 용어로 측정을 수행하기 위한 수단을 포함하는, 음향 신호를 발생시키기 위한 디지털 음향 합성 모듈;

전기음향 전달 함수를 음향 신호의 디지털 합성에 통합시키는 것에 의해 보청기 시뮬레이션을 수행하기 위한 수단;

상기 이도 내부 인공보청물과 상기 가상 전기음향 청력계 사이에서 음향 정보를 전달하기 위한 디지털 청력계 모듈; 그리고

공간화된 음향 신호의 합성을 위해 적어도 하나의 음향 전달 함수를 발생시키기 위한 가상 음향 공간 측정 모듈을 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항12

제 11 항에 있어서,

전기음향 전달 함수를 음향 신호의 디지털 합성에 통합시킴에 의해 보청기 시뮬레이션을 수행하기 위한 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항13

제 11 항에 있어서,

순음과 언어를 포함하는 제 1 음향 신호 및 배경 잡음과 다른 경쟁 음원을 포함하는 제 2 음향 신호를 포함하는 음향 신호를 합성하기 위해, 보청기 전달 함수를 사용하는 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항14

제 11 항에 있어서,

임의의 보청기 폐쇄효과, 통기구 크기, 및 진동 피드백 포텐셜을 시뮬레이팅하기 위한 수단을 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항15

인간의 청각 기능을 평가하기 위한 시스템에 있어서,

임의의 청력 진단, 보청기 처방, 보청기 시뮬레이션, 및 보청기 맞춤을 위해, 다차원 공간에서의 실제 청취 환경을 나타내는 음향신호의 선택적 합성을 위한 가상 전기음향 청력계를 포함하며, 상기 가상 전기 음향 청력계는

절대 음압 레벨을 나타내는 용어로 측정을 수행하기 위한 수단을 포함하는, 음향 신호를 발생시키기 위한 디지털 음향 합성 모듈;

전기음향 전달 함수를 음향 신호의 디지털 합성에 통합시키는 것에 의해 보청기 시뮬레이션을 수행하기 위한 수단;

상기 이도 내부 인공보청물과 상기 가상 전기음향 청력계 사이에서 음향 정보를 전달하기 위한 디지털 청력계 모듈; 그리고

공간화된 음향 신호의 합성을 위해 적어도 하나의 음향 전달 함수를 발생시키기 위한 가상 음향 공간 측정 모듈을 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항16

제 15 항에 있어서,

상기 가상 음향 공간 측정 모듈은 다차원의 음향 공간으로부터 오는 음향 신호에 대한 개인의 몸, 머리, 외이, 및 면판의 어떠한 음향 효과도 포함하는 개인화된 전달 함수를 측정하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항17

인간의 청각 기능을 평가하기 위한 시스템에 있어서,

청력 진단, 보청기 처방, 보청기 시뮬레이션, 및 보청기 맞춤을 위해, 다차원 공간에서의 실제 청취 환경을 나타내는 음향신호의 선택적 합성을 위한 가상 전기음향 청력계; 그리고

상기 음향 신호를 전달하고, 청력 평가 동안 고막 근처에서의 이도 내부 음향 응답을 측정하기 위한 이도 내부 인공보청물을 포함하며,

고막 근처의 이도 내부에서 동시 신호 전달과 측정을 제공하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템.

청구항18

제 17 항에 있어서,

상기 측정은 측정 데이터를 직접 상호 관련시키기 위해, 보청기 맞춤의 모든 단계 동안, 고막 근처의 공통적인 기준점에서 수행되는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 시스템

청구항19

청력 진단 및 회복을 위해, 공간화된 모드에서 양청의 음향 자극을 선택하고 제공하기 위한 방법에 있어서,

순음과 언어를 포함하는 제 1 음향 신호 및 배경 잡음과 다른 경쟁 음원을 포함하는 제 2 음향 신호를 포함하는 음향 신호를 합성하는 단계;

임의의 거리, 방위, 및 고도의 용어로 표현된 공간에서의 각 음원의 위치를 포함하는 상기 음향 신호의 공간화 변수들, 그리고 실내의 크기, 반사 특성, 반향, 대기의 흡수, 및 확산 손실을 포함하는 음향 경계 변수들을 제어하는 단계; 그리고

상기 공간화된 자극을 개인에게 제공하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 음향 자극 선택 및 제공 방법.

청구항20

제 19 항에 있어서,

하나 또는 그 이상의 보청기 시스템의 성능을 예측하기 위해 상기 공간화된 자극을 제공하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 음향 자극 선택 및 제공 방법.

청구항21

제 19 항에 있어서,

보청기 시스템의 시뮬레이팅을 위해 상기 공간화된 자극을 제공하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 음향 자극 선택 및 제공 방법.

청구항22

제 19 항에 있어서,

보청기 평가를 위해 상기 공간화된 자극을 제공하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 음향 자극 선택 및 제공 방법.

청구항23

적어도 하나의 보청기의 본래의 위치에서의 시뮬레이션을 위한 방법에 있어서,

가상 전기음향 청력계를 가지고 보청기의 전기음향 변수들을 선택적으로 시뮬레이팅하는 단계를 포함하며, 상기 전기음향 변수들은

a. 이득, 주파수 응답, 필터링, 및 들어오는 음향에의 신호 적응을 포함하는 신호 처리 변수들; 그리고

b. 통풍 효과, 삽입 깊이 효과, 진동 피드백 포텐셜, 및 폐색효과를 포함하는 음향 변수들을 포함하며,

이도 내부 인공보청물을 가지고 보청기의 물리적 변수들을 시뮬레이팅하는 단계를 포함하며, 상기 변수들은 보청기 크기 및 편안함을 포함하는 것을 특징으로 하는 보청기 시뮬레이션 방법.

청구항24

인간의 청각 기능을 평가하기 위한 방법에 있어서,

청력 진단, 보청기 처방, 보청기 시뮬레이션, 및 보청기 맞춤을 위해 음향 신호를 합성하는 단계; 그리고

이도 내부 인공보청물을 가지고 상기 음향 신호들을 전달하고, 고막 근처에서 이도 내부 음향 응답을 측정하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항25

제 24 항에 있어서,

모의 보청기의 삽입에 기인하는 본래의 위치에서의 폐색효과를 측정하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항26

제 24 항에 있어서,

주관적 응답, 및 공간화 변수들과 개인의 전달 함수에 따라 공간화된 신호 모델들에 대한 본래 위치에서 측정된 응답에 근거하여 보청기를 맞추는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항27

제 24 항에 있어서,

보청기 평가와 본래 위치에서의 보청기 착용 청력 평가를 위해 상기 이도 내부 인공보청물들을 보청기 마이크로폰에 음향적으로 직접적으로 결합하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항28

제 24 항에 있어서,

진동 피드백의 발생을 예측하고 시뮬레이팅하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항29

제 28 항에 있어서,

상기 예측 및 시뮬레이팅 단계는 측정된 음향 피드백 전달 함수를 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항30

제 24 항에 있어서,

상기 음향 신호를 합성하고, 동시에 고막근처에서 음향 응답을 측정하는 것에 의해 상호작용으로 발전되고 최적화된 모의 보청기 특성에 근거하여 보청기 명세서로 제공하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항31

제 24 항에 있어서,

상기 보청기 시스템의 본래 위치에서의 음향 응답 특성을 다차원 음향 공간에서의 보청기 미착용 응답 특성과 매치 시키는 것에 의해 자연스러운 음향 인지를 만들어내는 보청기 시스템을 선택하고 상술하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항32

제 31 항에 있어서,

합성된 실재 음향 환경에서 상기 보청기를 테스트하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항33

제 24 항에 있어서,

다차원 공간에서 음향의 움직임을 감지하는 개인의 능력을 평가하고 최적화하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항34

제 24 항에 있어서,

다차원 공간에서 음향의 위치 측정을 하는 개인의 능력을 평가하고 최적화하는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항35

제 24 항에 있어서,

상기 이도 내부 인공보청물을 통해, 폐색된 이도 내에서 개인의 목소리의 음향 응답을 측정하는 단계; 그리고
상기 측정에서 개방 이도 기준 측정을 공제하는 단계를 포함하며,
폐색 효과에 대한 객관적 측정이 계산되는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항36

모의 보청기 또는 보청기 중 하나에 대한 폐색효과를 측정하는 방법에 있어서,

상기 이도 내부 인공보청물 또는 상기 보청기 중 하나를 통해 폐색된 이도 내에서 개인의 목소리의 음향 응답을 측정하는 단계;

상기 측정에서 개방 이도 기준 측정을 공제하는 단계; 그리고

개인의 목소리의 스펙트럼 특성의 차이에 의해, 계산된 폐색 효과 측정을 조정하는 단계를 포함하며,

상기 공제 단계에서 폐색효과에 대한 객관적 측정이 계산되는 것을 특징으로 하는 폐색효과 측정 방법.

청구항37

보청기의 맞춤을 위한 방법에 있어서,

기준 측정을 수행하는 단계;

보청기 미착용 청력 평가를 수행하는 단계;

보청기 착용 예상 평가를 수행하는 단계;

보청기 모의 착용 평가를 수행하는 단계; 그리고

보청기 착용 평가를 수행하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 보청기 맞춤 방법.

청구항38

인간의 청각 기능을 평가하기 위한 방법에 있어서,

신호의 중요한 특징과 개인의 청력 프로파일에 따라 개개의 음향 신호에 대한 가청도를 하나의 플롯 상에 도시한 가청도 스펙트럼도 플롯을 제공하는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

청구항39

제 38 항에 있어서,

상기 가청도 스펙트럼도에 근거하여, 상기 보청기 및/또는 상기 모의 보청기에 대한 변수들을 선택, 조정, 및 최적화함에 의해 보청기와 모의 보청기 중 하나를 상호작용적으로 맞추는 단계를 더 포함하는 것을 특징으로 하는 청각 기능 평가 방법.

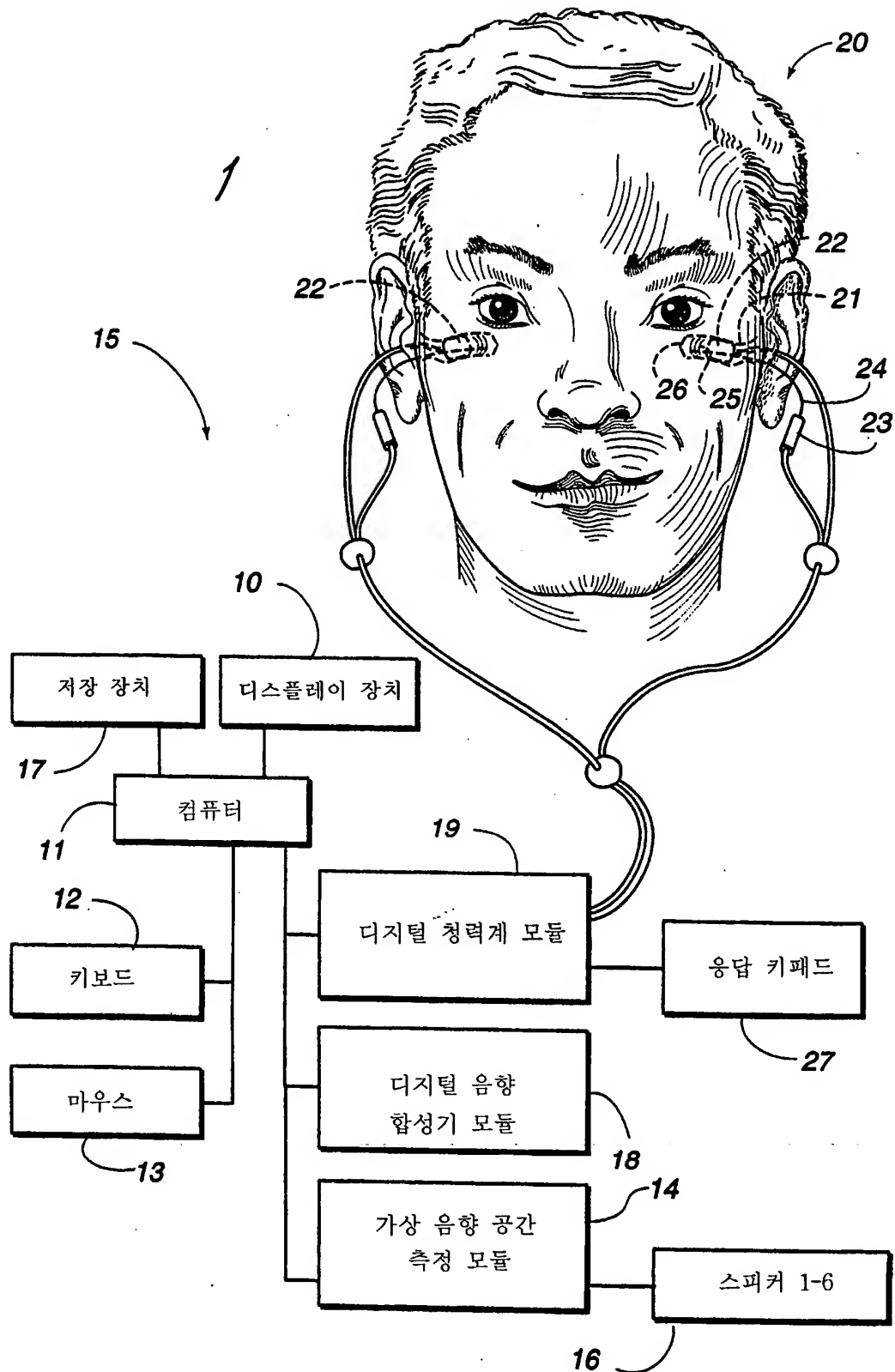
청구항40

개인의 청력 평가를 위한 방법에 있어서,

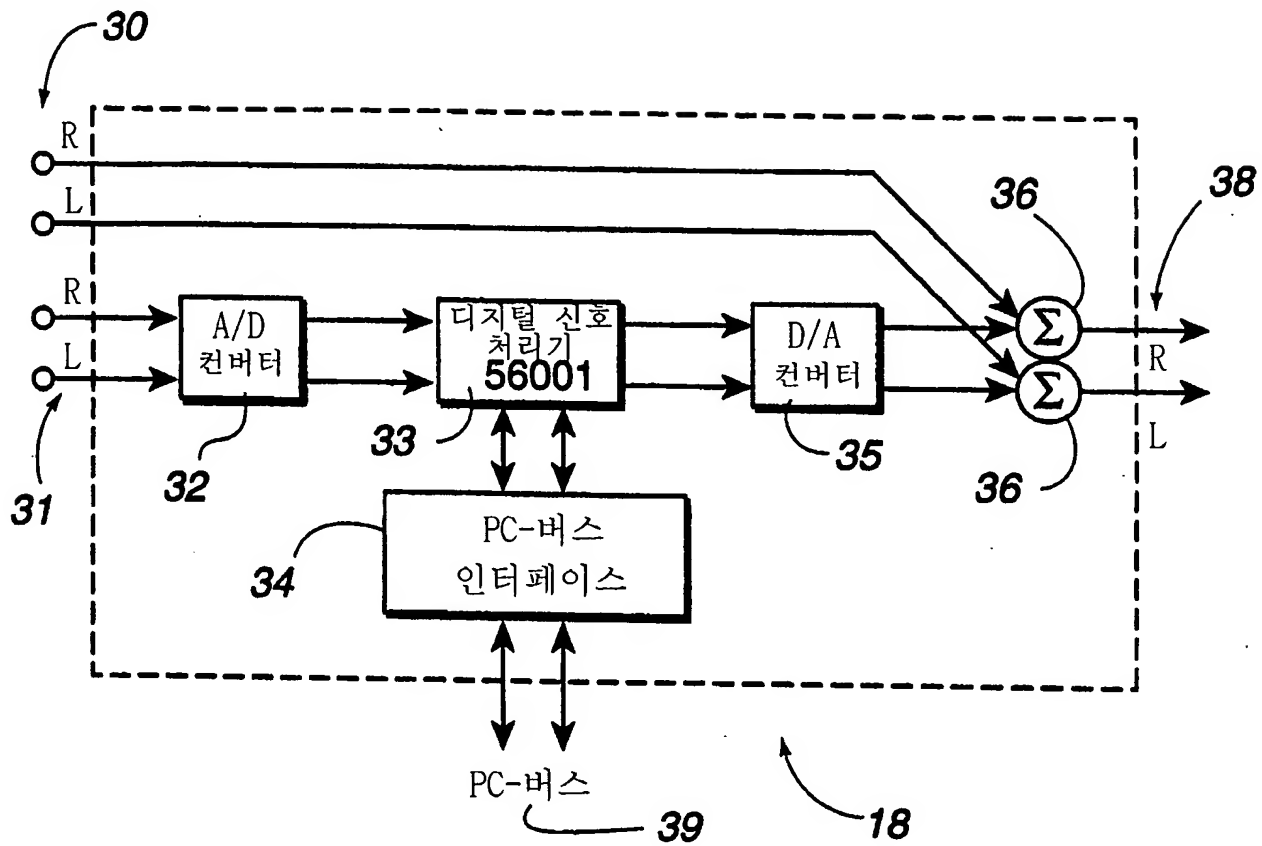
보청기 평가와 본래 위치에서의 보청기 착용 청력 평가를 위해, 음향 신호를 보청기 마이크로폰에 직접적으로 결합시키는 단계를 포함하는 것을 특징으로 하는 청력 평가 방법.

도면

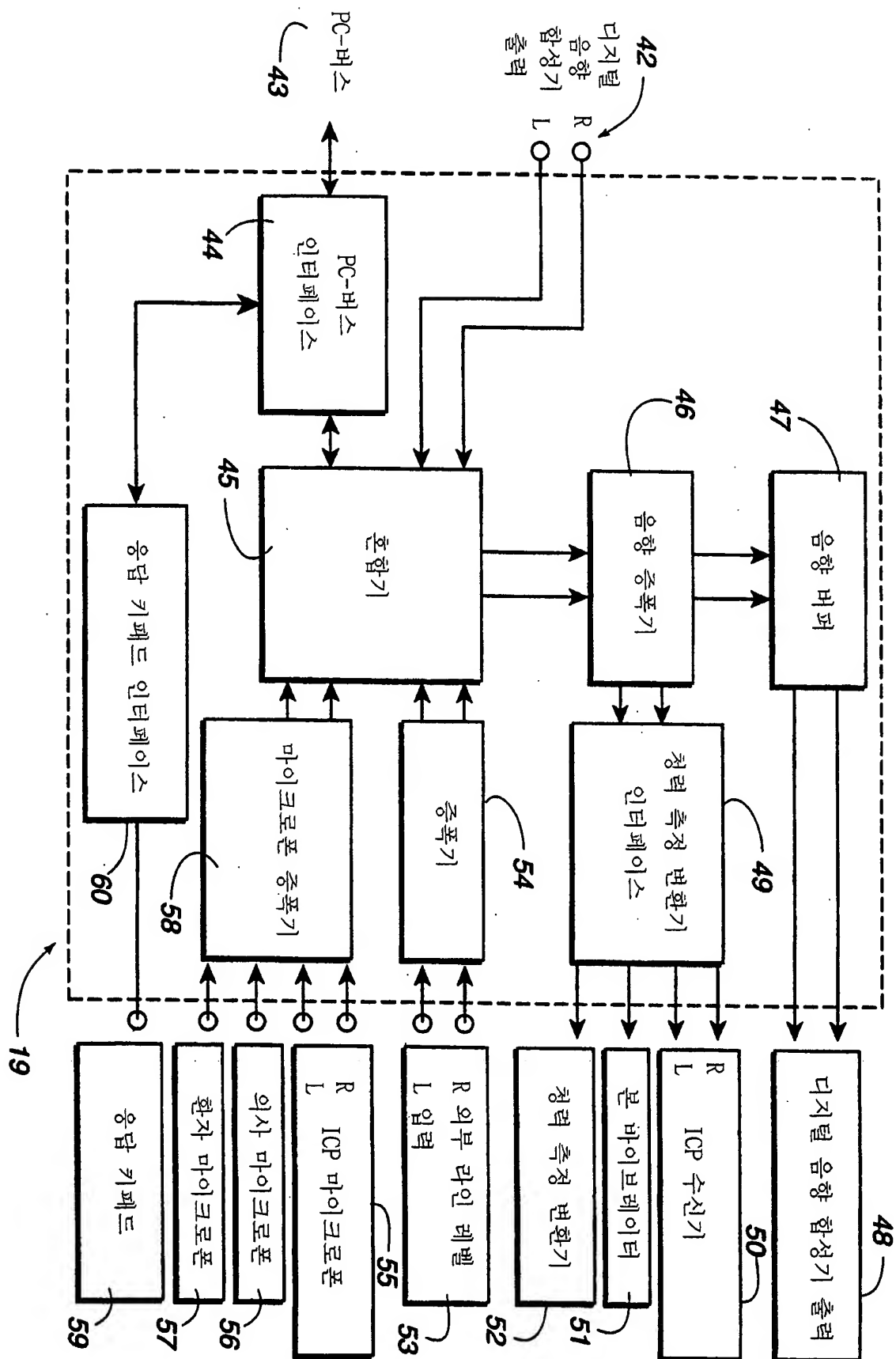
도면1



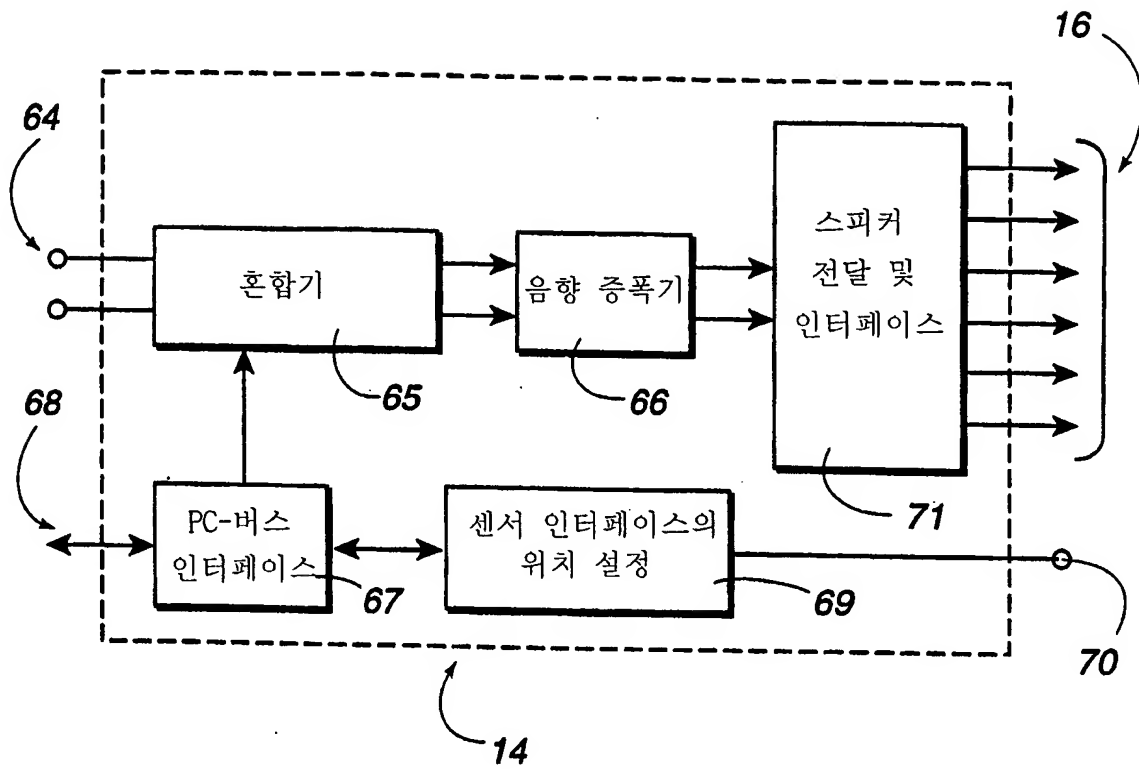
도면2



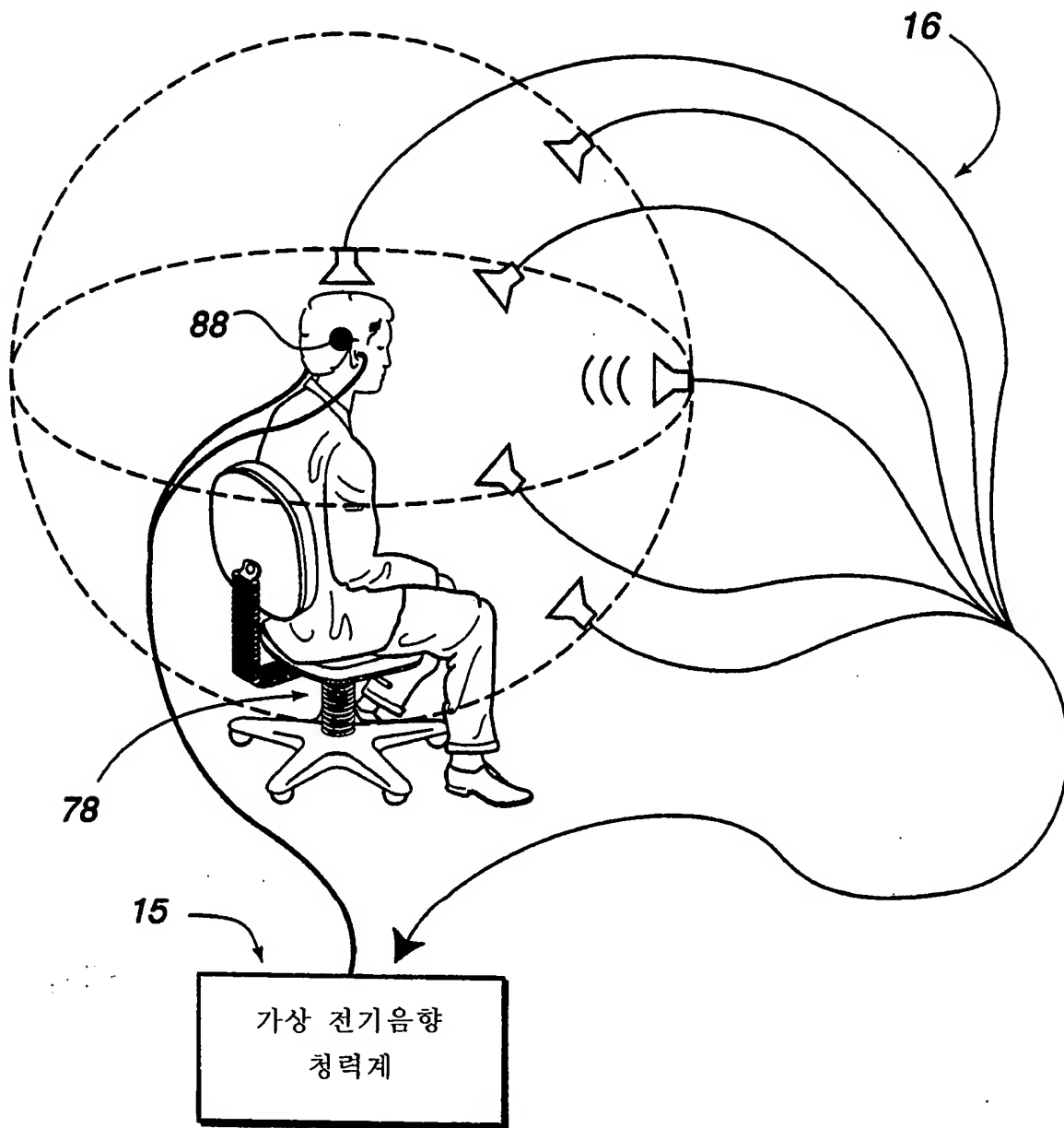
도면3



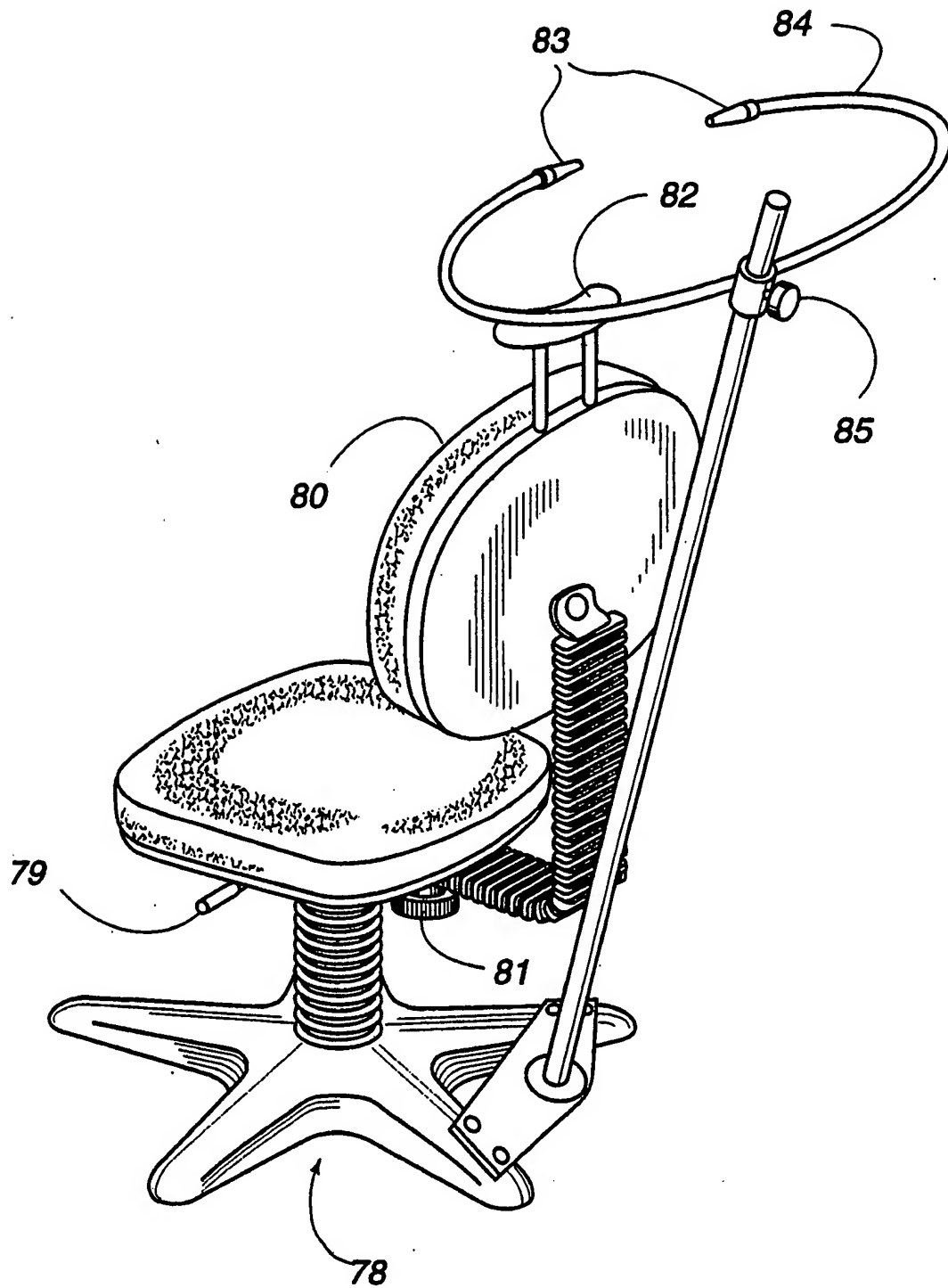
도면4



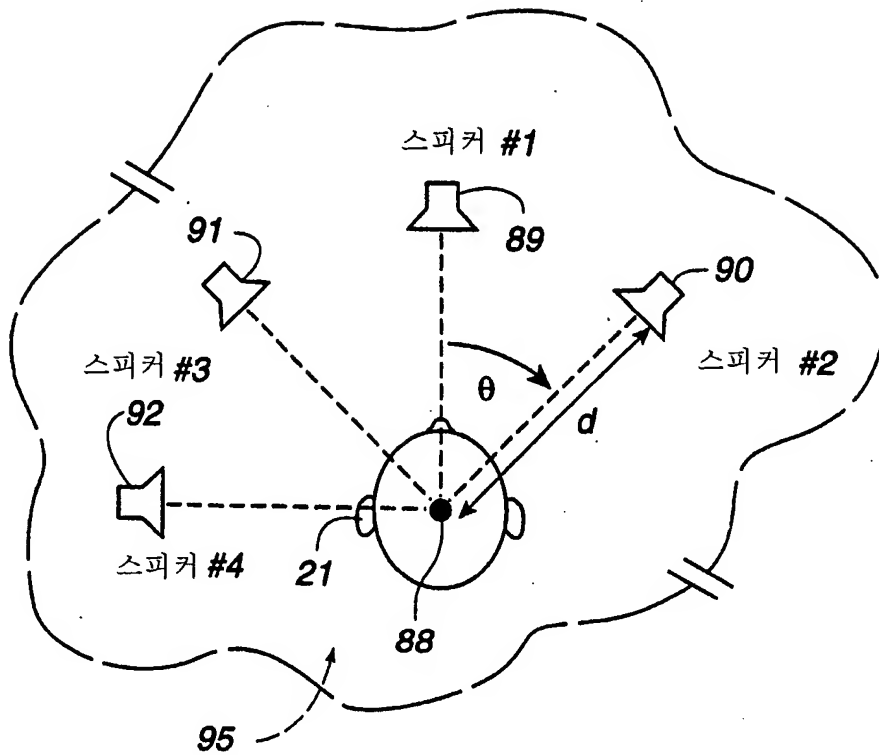
도면5



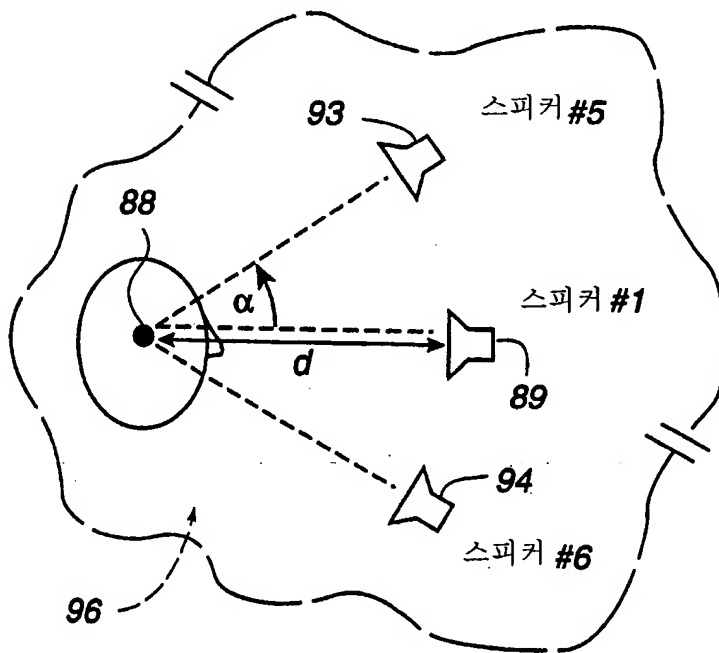
도면6



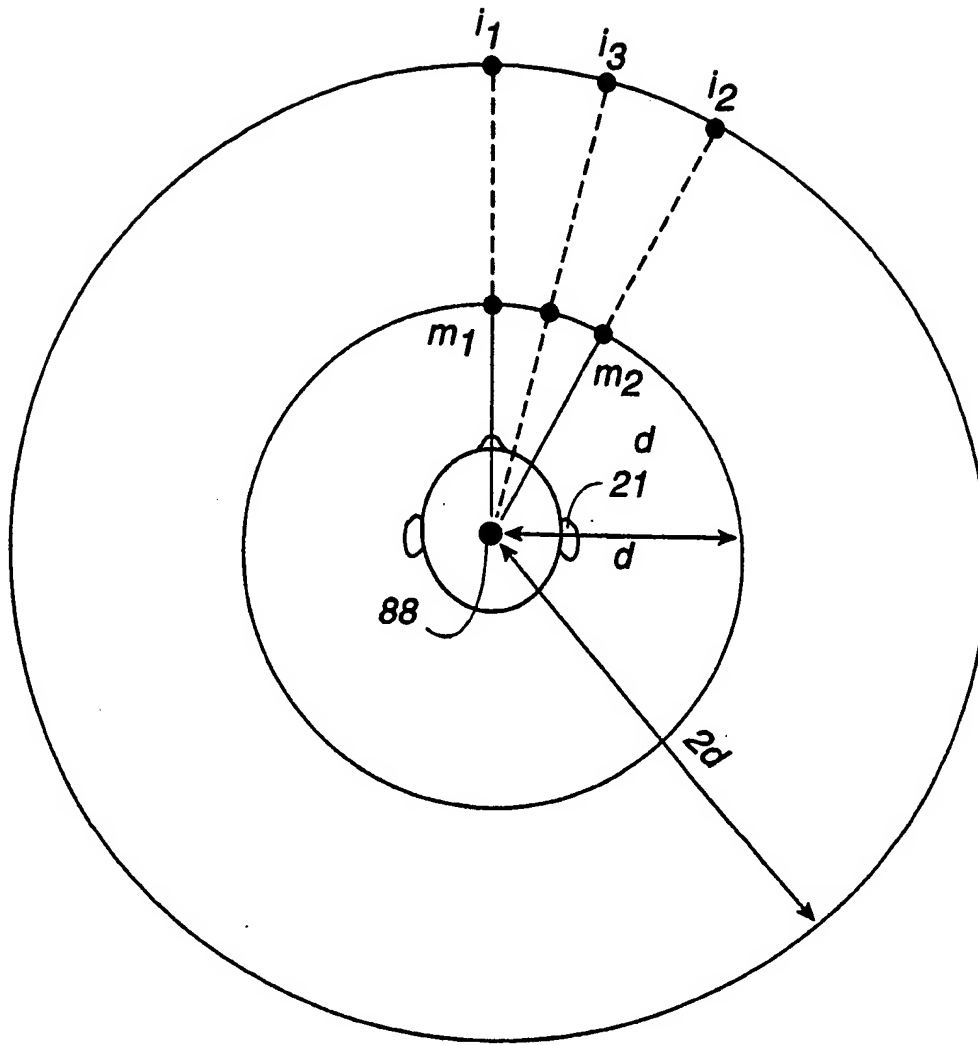
도면7a



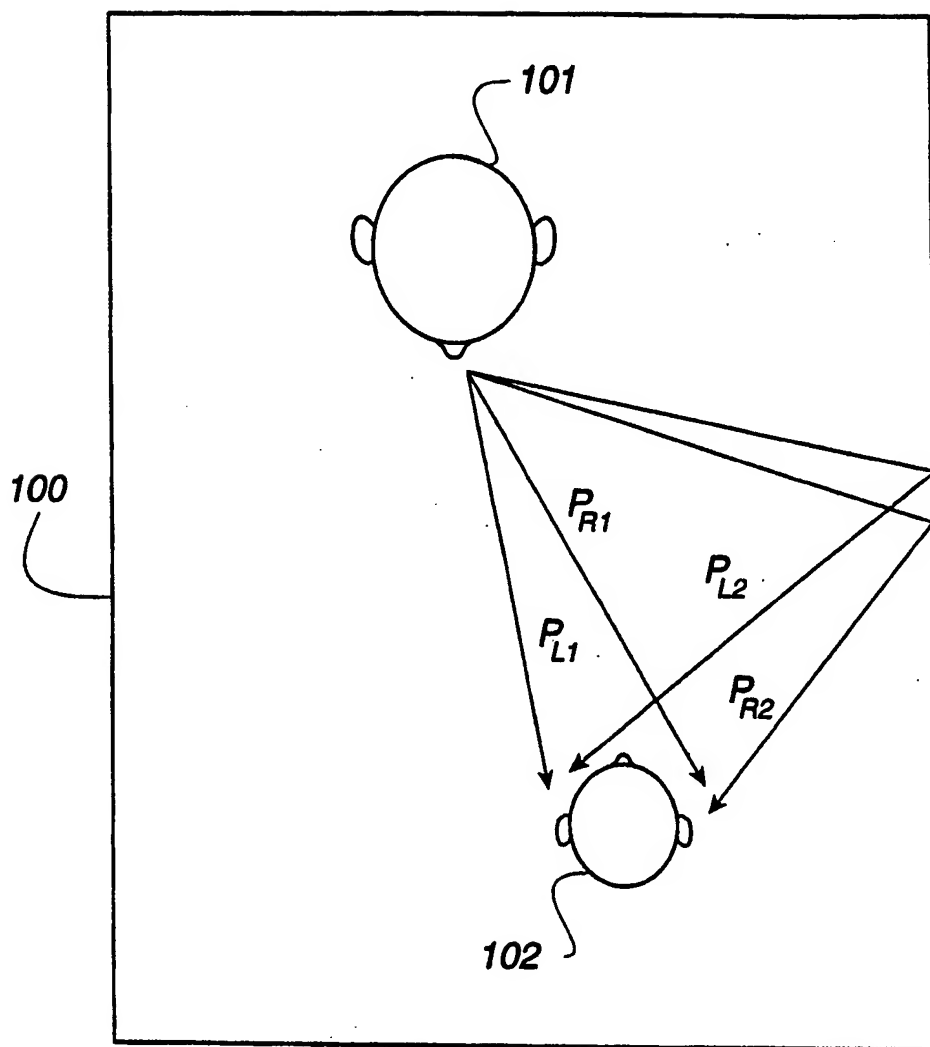
도면7b



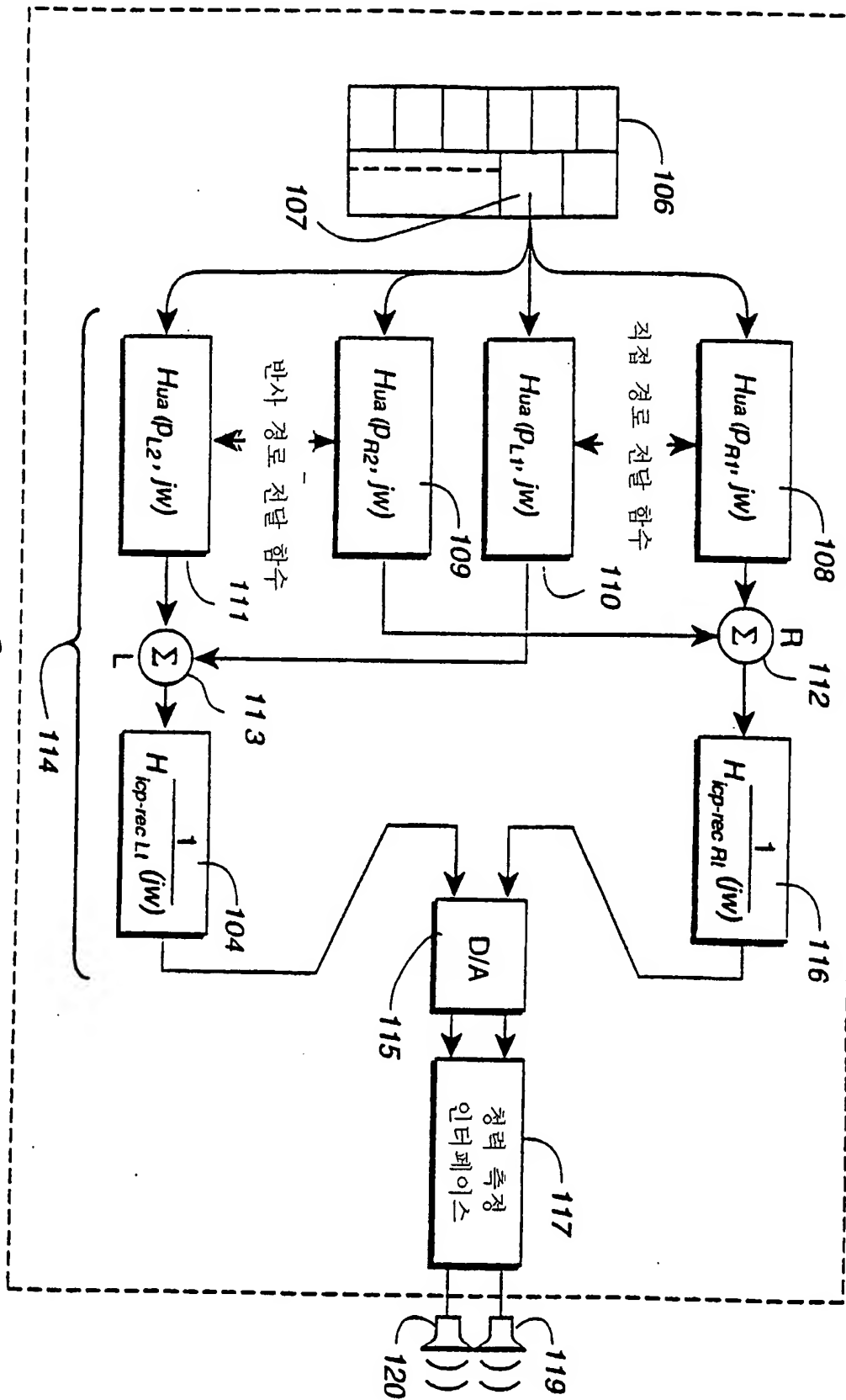
도면8



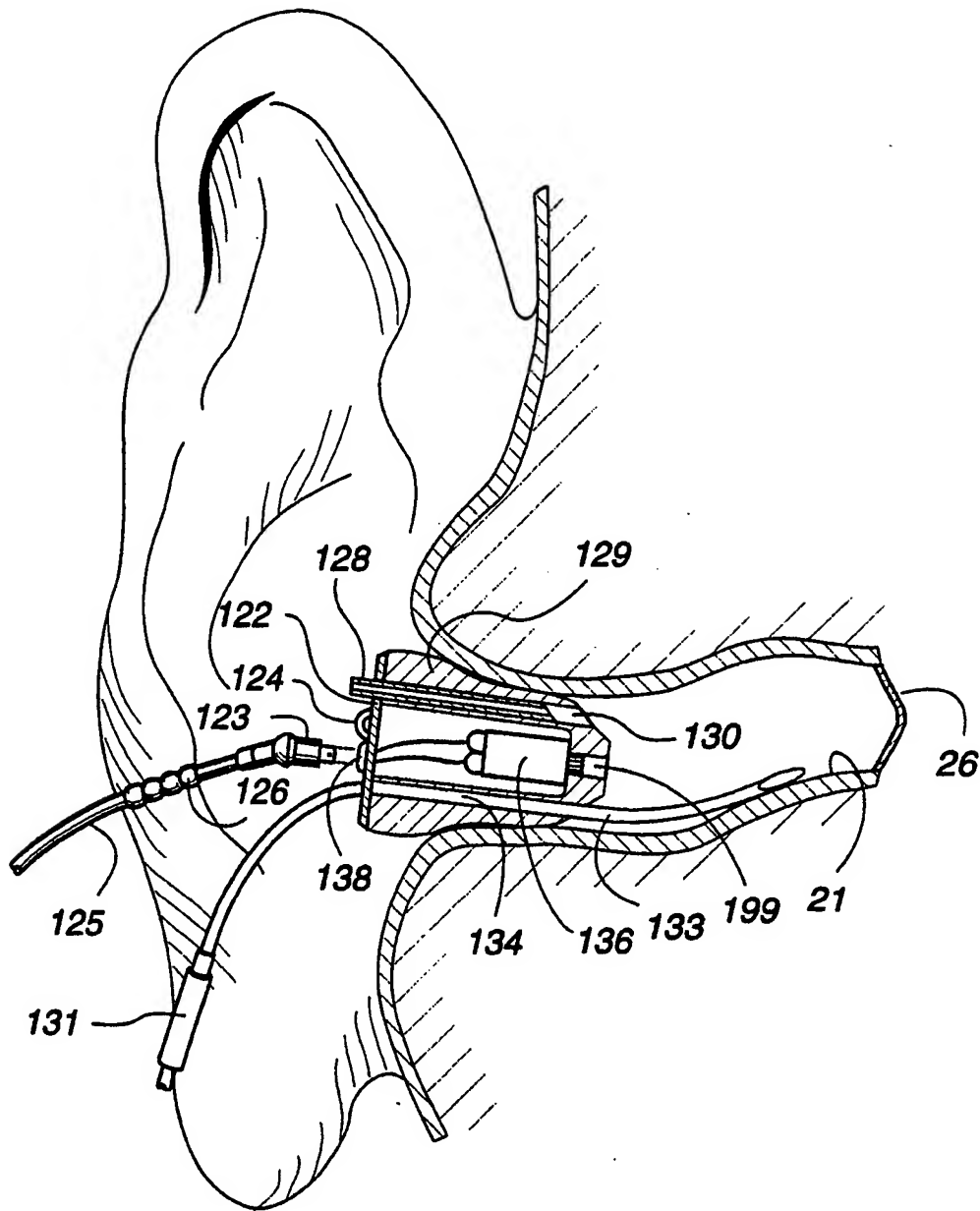
도면9



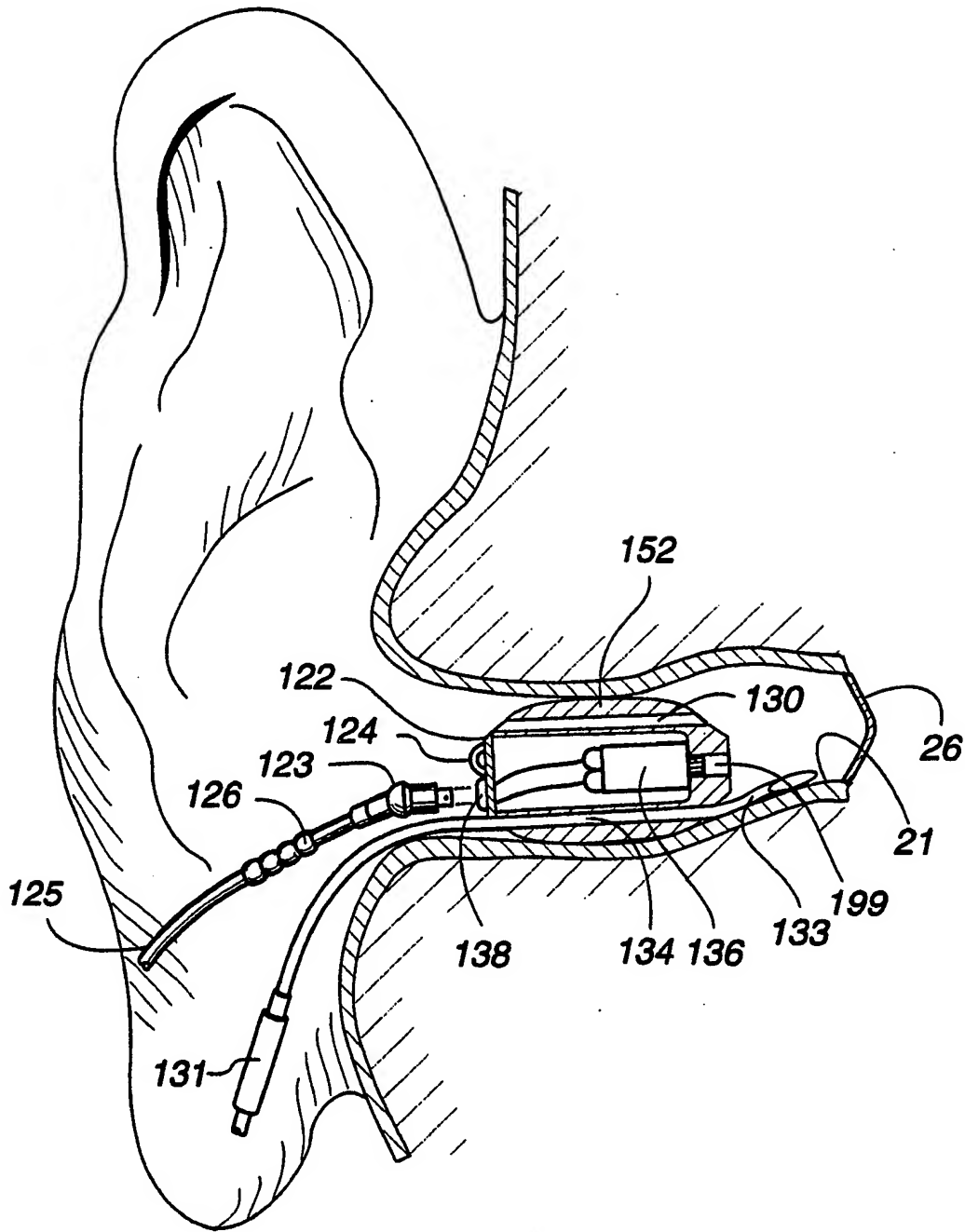
도면10

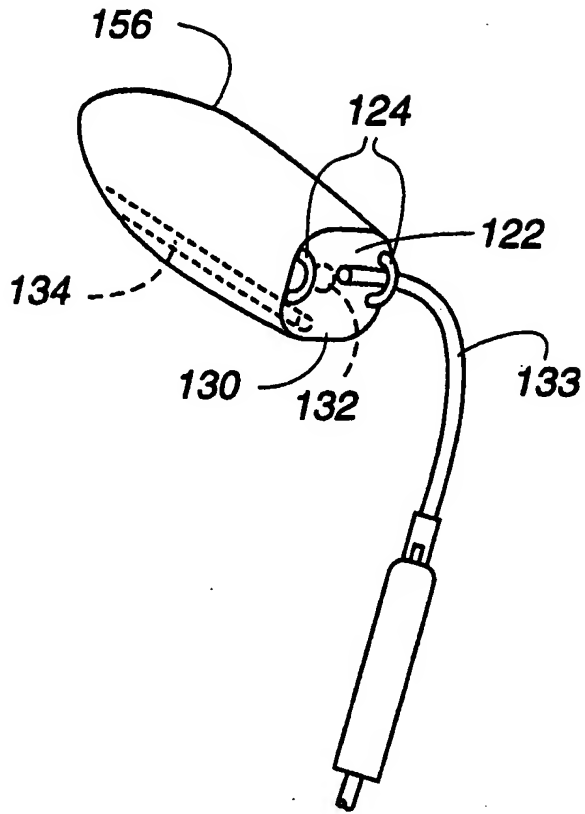


도면 11

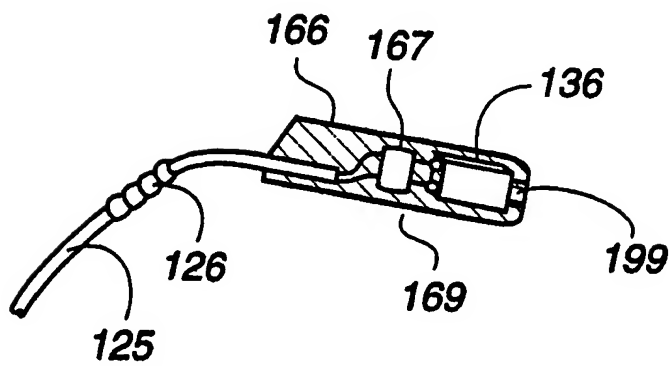


도면12

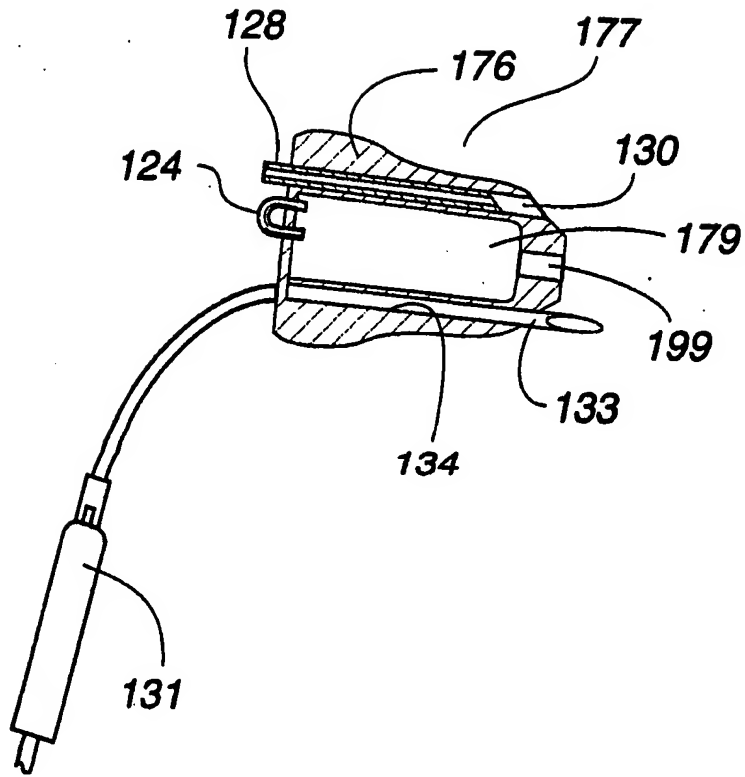




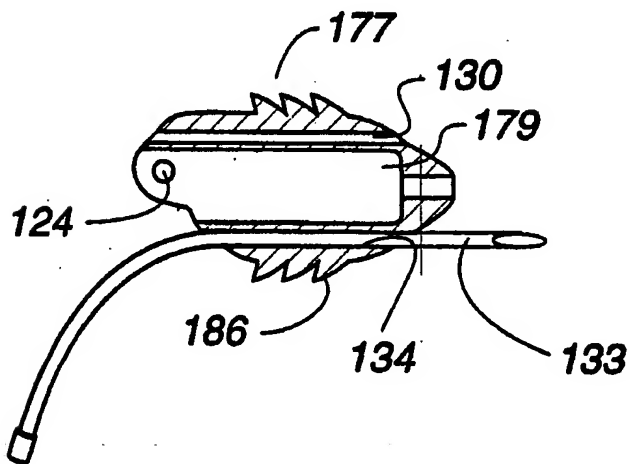
도면14



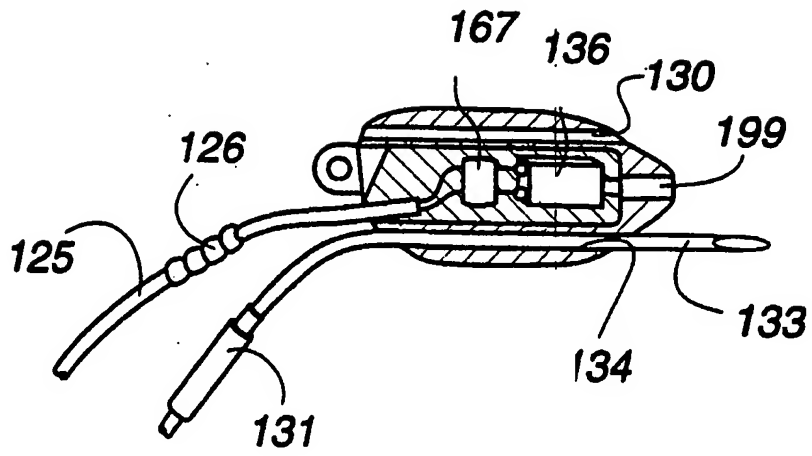
도면15



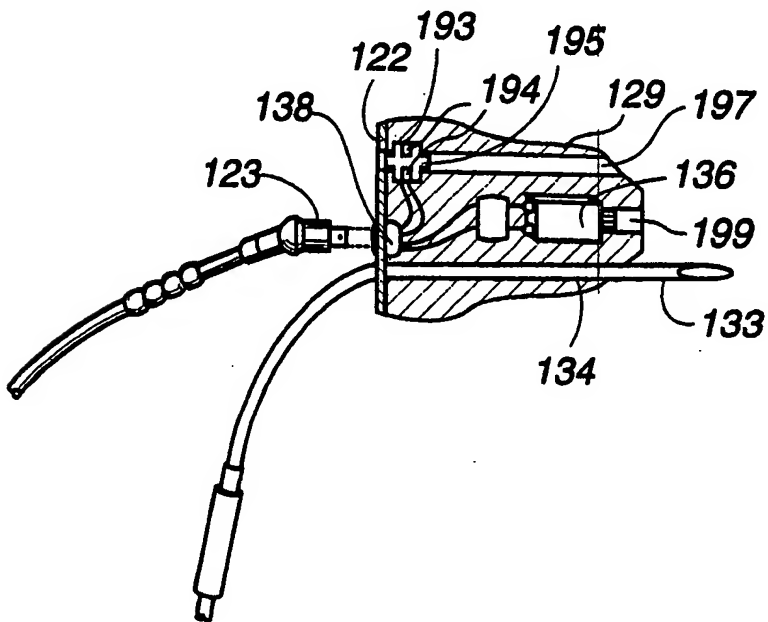
도면16



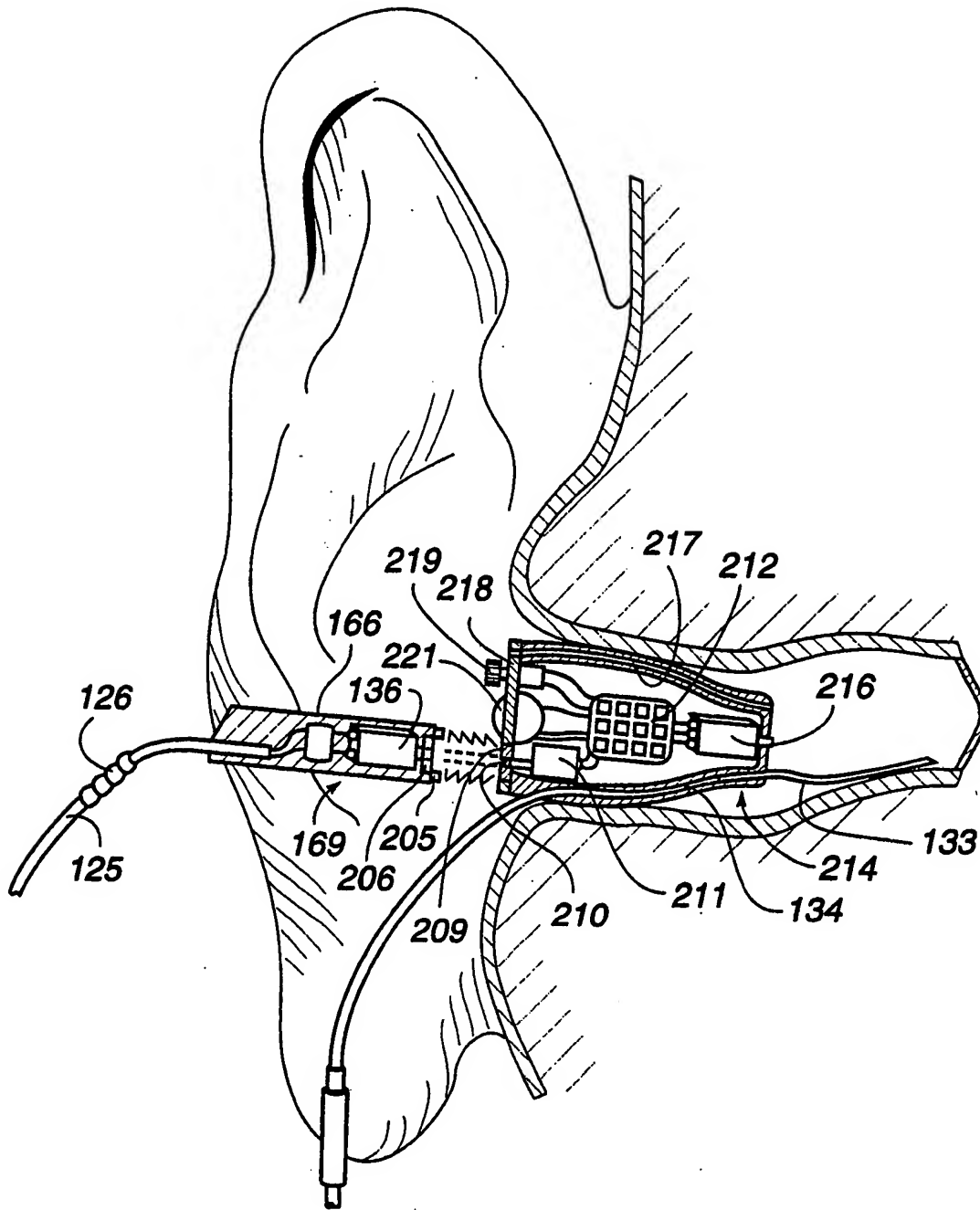
도면17



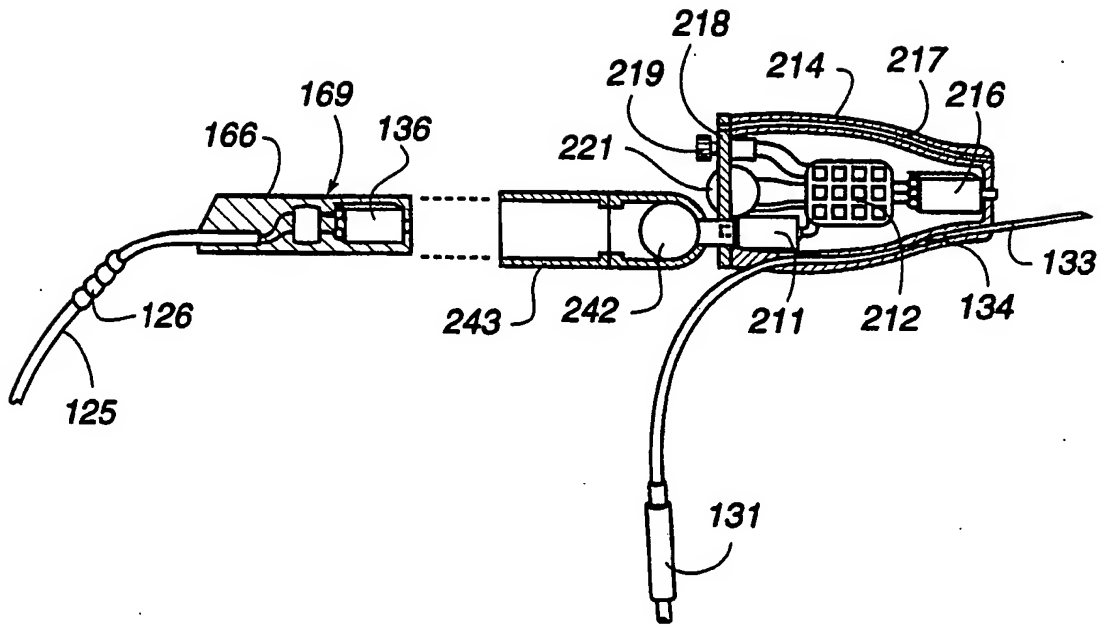
도면18



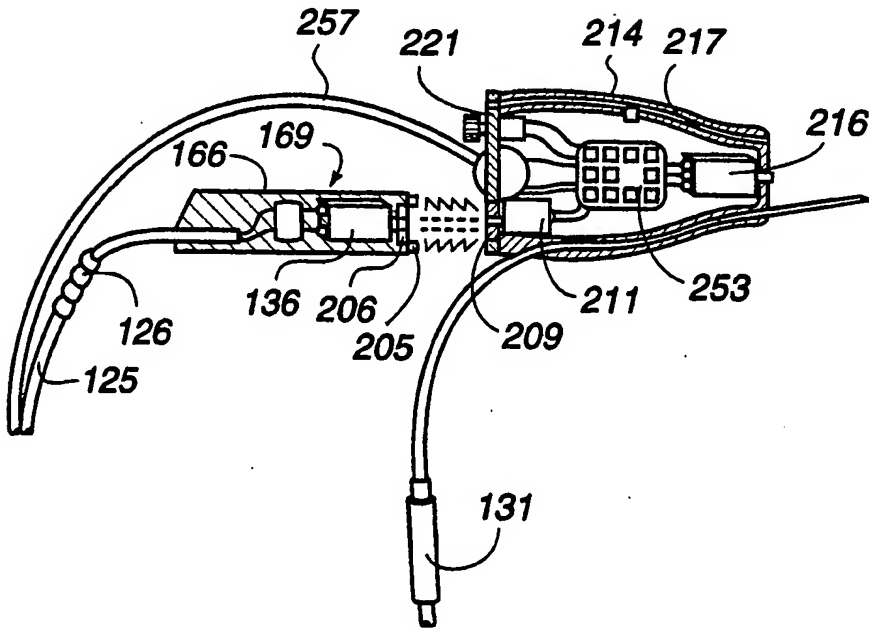
도면19



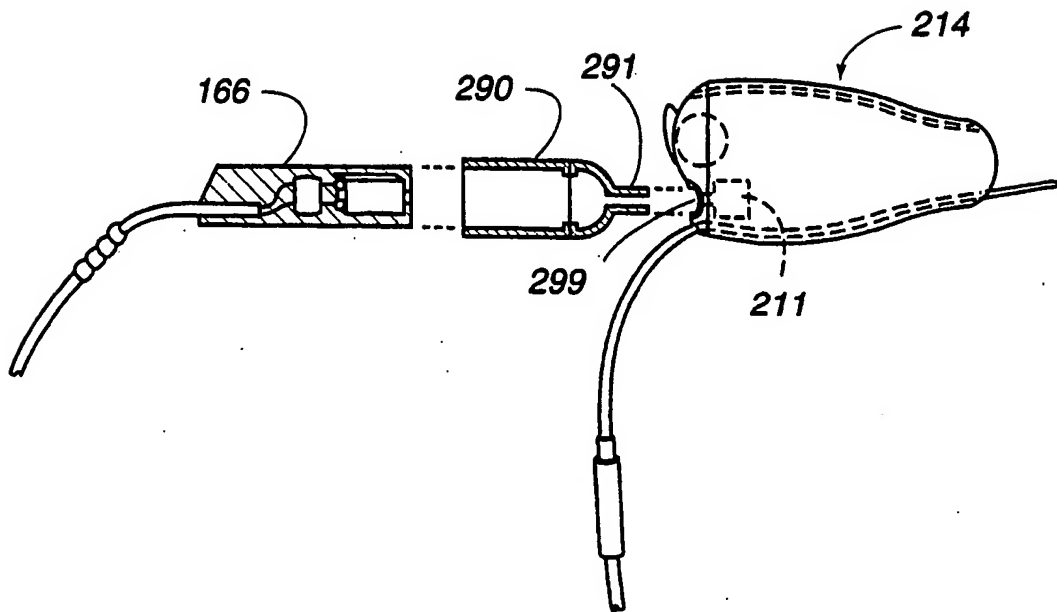
도면20



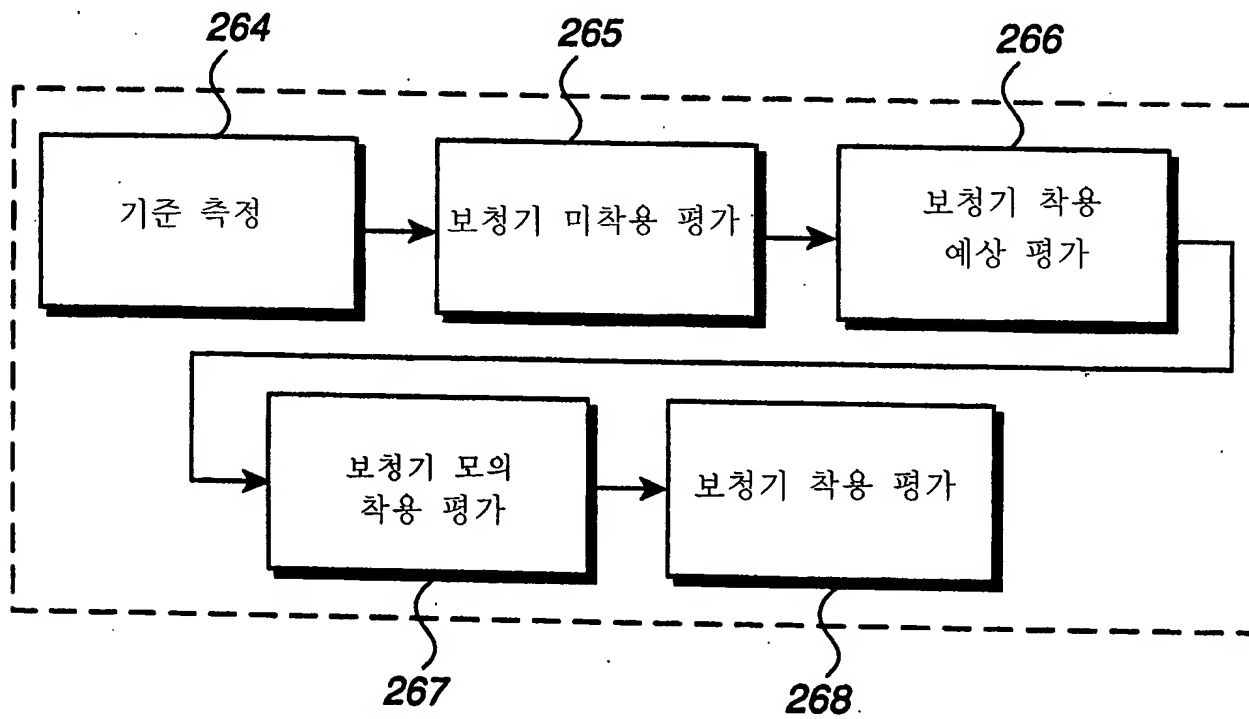
도면21



도면22



도면23



도면24

가장 전기음향 청력 측정

파일 테스트 리포트 세팅 프로토콜 주문 도움

기준 측정

보청기 착용
미 착용 평가

보청기 착용
예상 평가

보청기 모의
착용 평가

보청기 착용
평가

신호 모델

기준 측정

방향 :
☒ 평단면
☐ 화살면

플롯 :
☐ dB SPL
☒ 이득

방향 :
☐ 우 ☐ 좌
☒ 우 & 좌

기준/측정 타입 :
☒ 3D REUR
☐ 폐색 기준
☐ 면판 기준
☐ ICP 교정

ICP 스타일 :
R: ICP-ITC
L: ICP-ITC

구멍 크기
0.33mm

탐침 전진 :

측정 ☐ 전 ☒ 후

주파수 HZ

dB 이득

25 20 15 10 5 0 -5 -10 -15

100 1000 10000

주파수 HZ

dB 이득

25 20 15 10 5 0 -5 -10 -15

100 1000 10000

도면25

가상 전기음향 청력 측정		▶ ◀
파일 테스트 리포트 세팅 프로토콜 주문 도움		
공간화		
모드 : <input checked="" type="radio"/> 공간화 <input type="radio"/> 두개골 내부	신호 거리: 16', 방위각: 45°, 고도각: 0°	배경 거리: 16', 방위각: 315°
경계 : 교실		
<div style="display: flex; justify-content: space-around; align-items: center;"> <div style="text-align: center;"> <p>70 dB SPL</p> <p>선생, 여성</p> </div> <div style="text-align: center;"> <p>65 dB SPL</p> <p>잡음, 어린이들</p> </div> </div>		
<div style="display: flex; justify-content: space-around;"> </div> <p>청력 측정 평가 신호 모델</p>		
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 30%;"> <p>그래프 타입 :</p> <p><input type="radio"/> 청력도(스펙트럼)</p> <p><input type="radio"/> 왜곡</p> <p><input type="radio"/> 시간 분석</p> <p><input type="radio"/> 스펙트럼도</p> <p><input checked="" type="radio"/> 가청도 스펙트럼도</p> <p><input type="radio"/> 2cc 곡선</p> <p><input type="radio"/> 페색 효과</p> <p><input type="radio"/> 피드백 분석</p> </div> <div style="width: 40%;"> <p>측정</p> </div> <div style="width: 30%;"> <p>귀 : <input checked="" type="radio"/> 우 <input type="radio"/> 좌</p> </div> </div>		
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 30%;"> <p>플롯 :</p> <p><input checked="" type="radio"/> 보청기 미착용</p> <p><input type="radio"/> 보청기 착용 예상</p> <p><input type="radio"/> 보청기 모의 착용</p> <p><input type="radio"/> 보청기 착용</p> </div> <div style="width: 40%;"> <p>보청기 미착용 분석</p> </div> <div style="width: 30%;"> <p>귀 : <input checked="" type="radio"/> dB SPL <input type="radio"/> 이득</p> </div> </div>		
<div style="display: flex; justify-content: space-between;"> <div style="width: 30%;"> <p>주파수 Hz</p> <p>10,000</p> <p>1,000</p> </div> <div style="width: 40%;"> </div> <div style="width: 30%;"> <p>0 50 100 150 200 250 300 350 400 450 500</p> <p>시간 ms</p> </div> </div>		

도면26

가상 전기음향 청력 측정

파일 테스트 리포트 세팅 프로토콜 주문 도움

보청기 선택/조정

맞춤 알고리즘 :
가청도귀 :
☒ 우
☐ 좌

보청기 선택 :

☒ 자동
☐ 수동

선택

보청기 옵션

Digilink 100
Digilink 210
Digilink 240
지움
모두지움

보청기 조정 :

☐ 자동
☒ 수동

조정

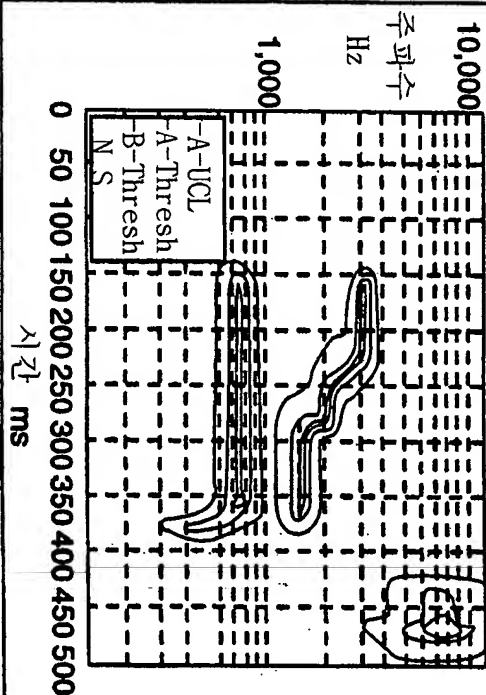
구멍 크기 :
0.33mm

보청기 변수 :

음량 제어
저주파
최소
마이크로폰
수신기
EK 3103
EP 3074

청력 측정 평가 신호 모델 공간화

보청기 착용 예상 분석



그래프 타입 :

☐ 청력도(스펙트럼)
☐ 왜곡
☐ 시간 분석
☐ 스펙트럼도
☒ 가청도 스펙트럼도
☐ 2cc 곡선
☐ 폐색 효과
☐ 피드백 분석

측정

귀 :
☒ 우
☐ 좌

플롯 :

☐ 보청기 미착용
☒ 보청기 착용 예상
☐ 보청기 모의 착용
☐ 보청기 착용
dB SPL
☐ 이득

가상 전기음향 청력 측정

파일 테스트 리포트 세팅 프로토콜 주문 도움

보청기 시물레이션

맞춤 알고리즘 :
가청도 ↑↓

귀 :
☒ 우 ☐ 좌

보청기 선택 :

☒ 자동
☐ 수동

선택

보청기 옵션

Digilink 100

Digi Link 210

Digi Link 240

지움

모두지움

구멍 크기 :

0.33mm

↑↓

보청기 조정 :

☐ 자동
☒ 수동

조정


보청기 변수 :

음량제어 3/4


저주파 차단 최소

하이크로변 EK 3103


수신기 EP 3074



청력 측정 평가



신호 모델



공간화

보청기 모의 착용 분석

그래프 타입 :

☐ 청력도(스펙트럼)
☐ 왜곡
☐ 시간 분석
☐ 스펙트럼도
☐ 가청도 스펙트럼도
☐ 2cc 곡선
☐ 페색 효과
☐ 피드백 분석

측정

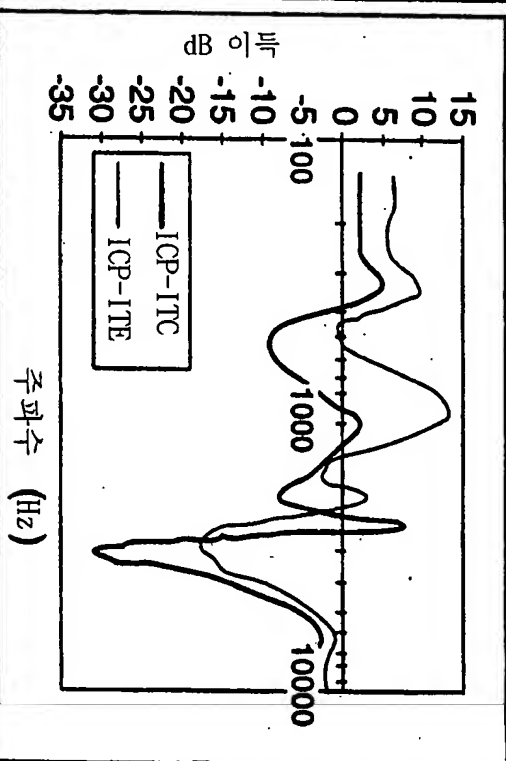
귀 :
☒ 우 ☐ 좌

플롯 :

☐ 보청기 미착용
☐ 보청기 착용 예상
☒ 보청기 모의 착용
☐ 보청기 착용

dB SPL

이득



주파수 (Hz)

도면28

가상 전기음향 청력 측정

파일 테스트 리포트 세팅 프로토콜 주문 도움

보청기 선택/조정

맞춤 알고리즘 :

가청도

↓

귀 :

우
 좌

보청기 선택 :

보청기 옵션 :

보청기 조정 :

구멍 크기 :

보청기 변수 :

음량제어

저주파

청력 측정 평가 신호 모델

공간화

보청기 착용 분석

그래프 타입:

측정

귀 :

플롯 :

주파수

시간 ms

dB SPL

이득

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

청력도(스펙트럼)

왜곡

시간 분석

스펙트럼도

가청도 스펙트럼도

2cc 곡선

페색 효과

피드백 분석

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

보청기 미착용

보청기 착용 예상

보청기 모의 착용

보청기 착용

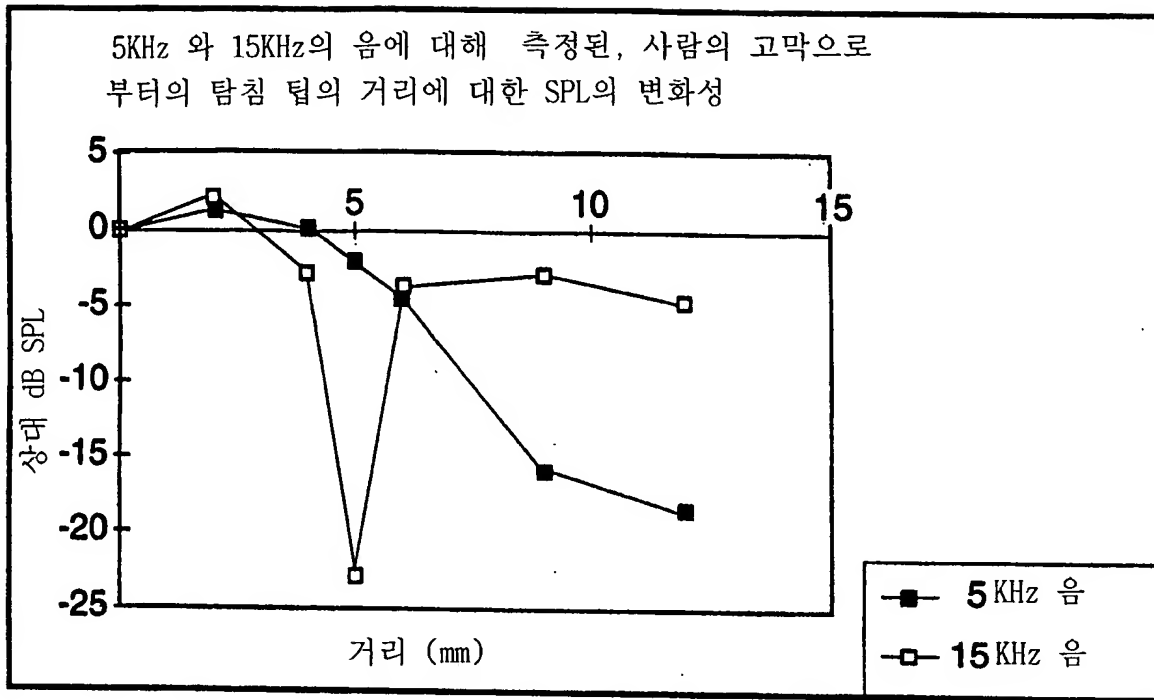
보청기 미착용

보청기 착용 예상

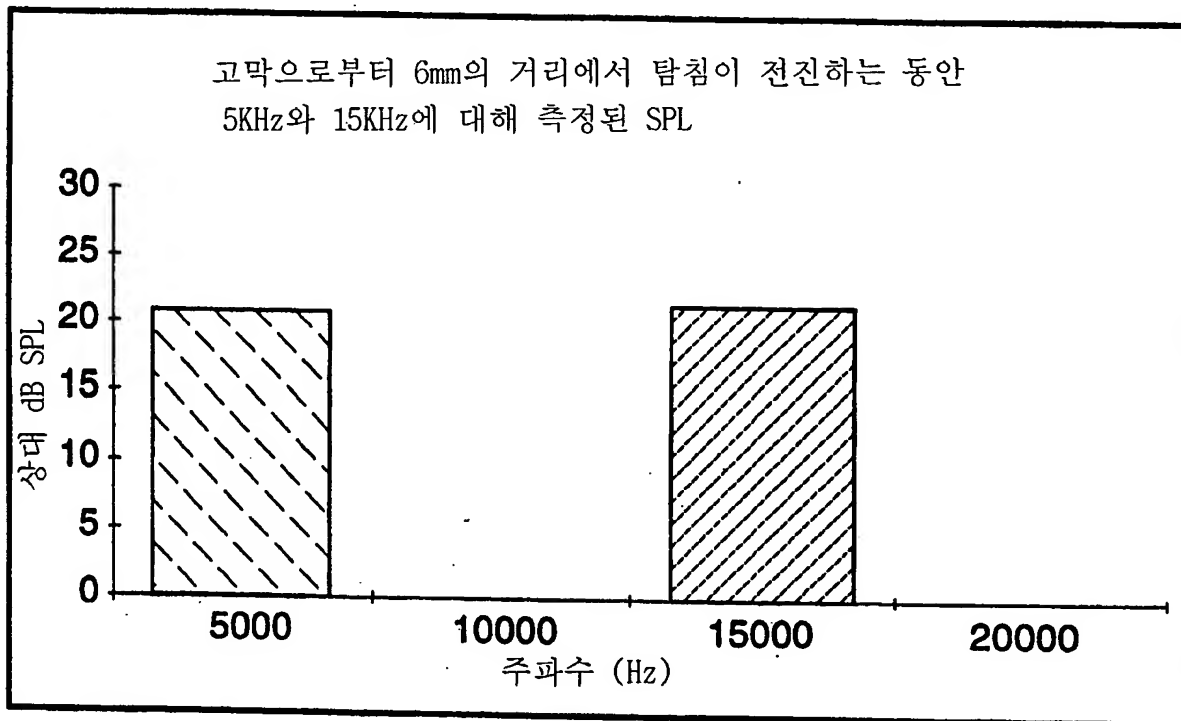
보청기 모의 착용

보청기 착용

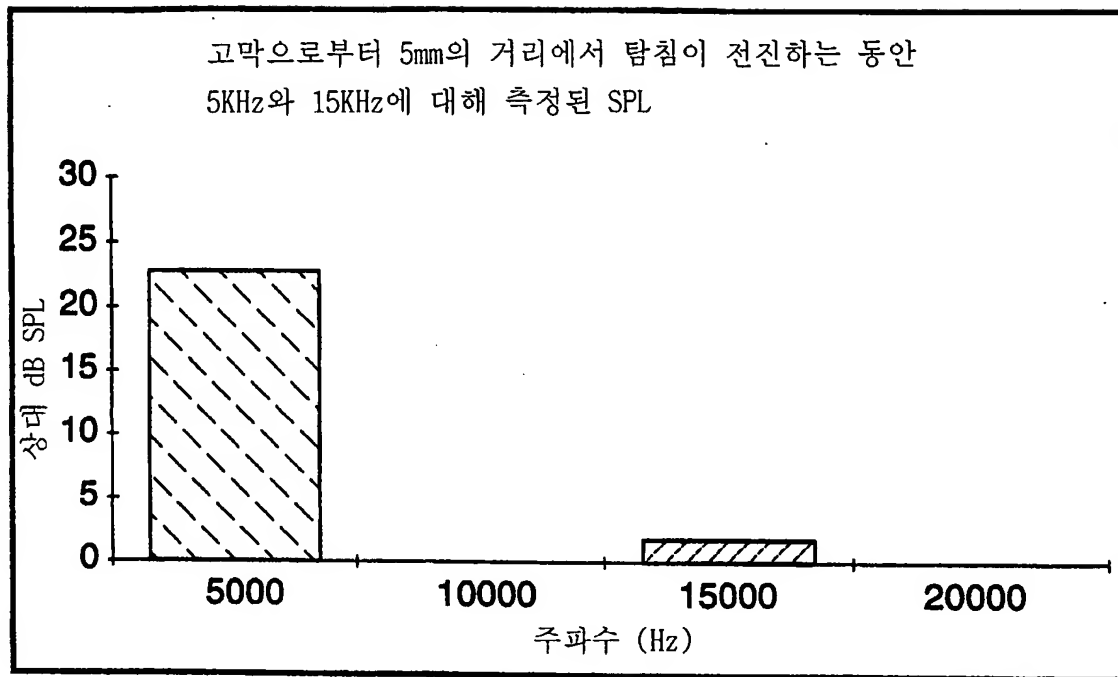
보청기 미착용



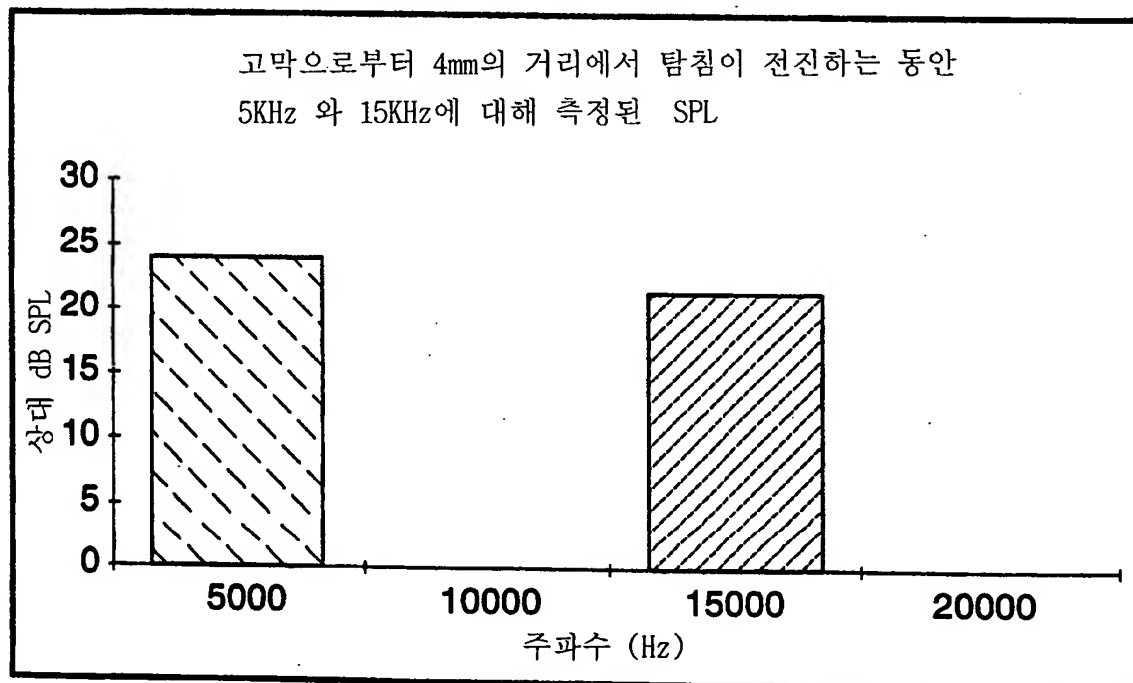
도면30



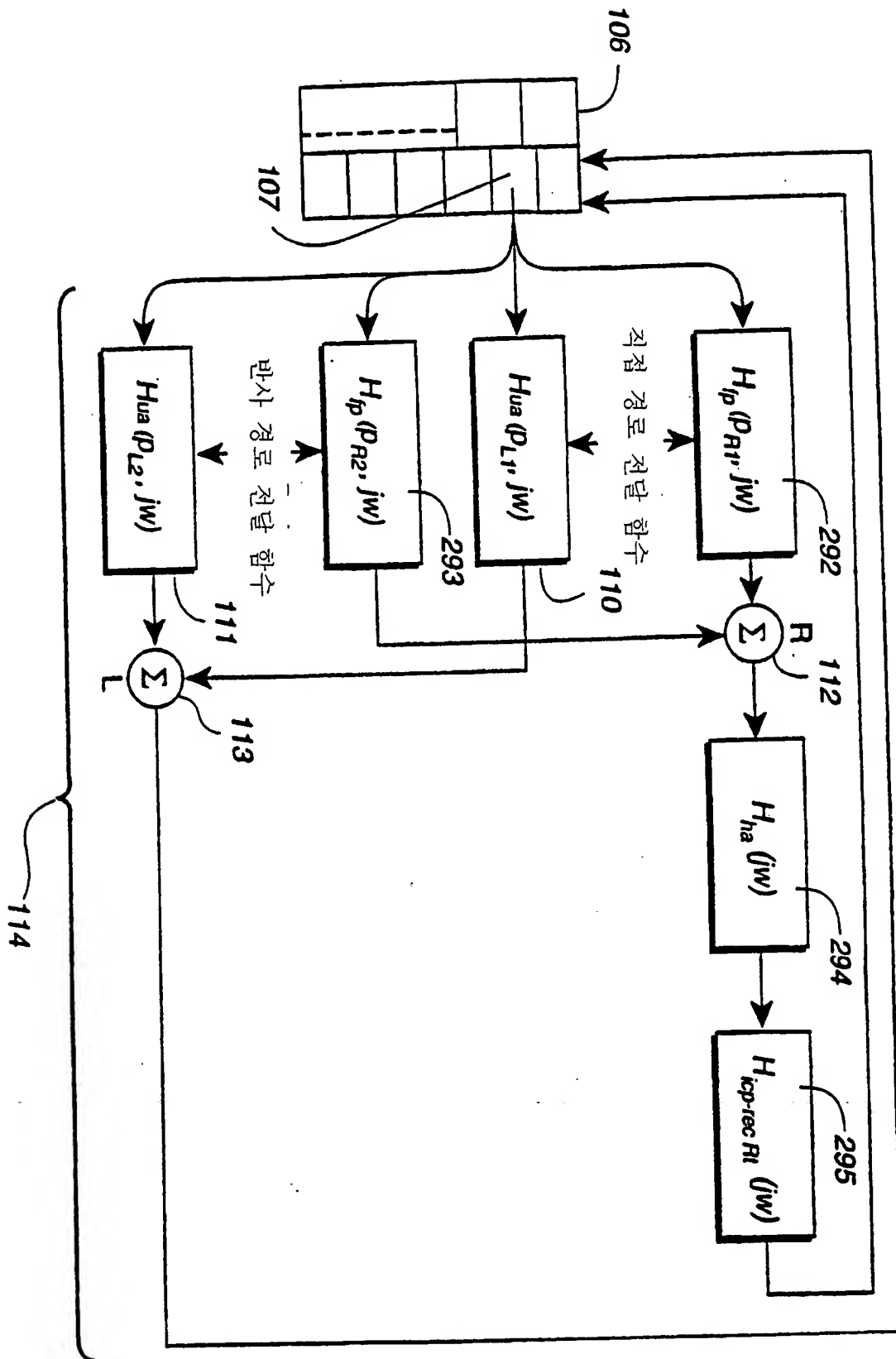
도면31



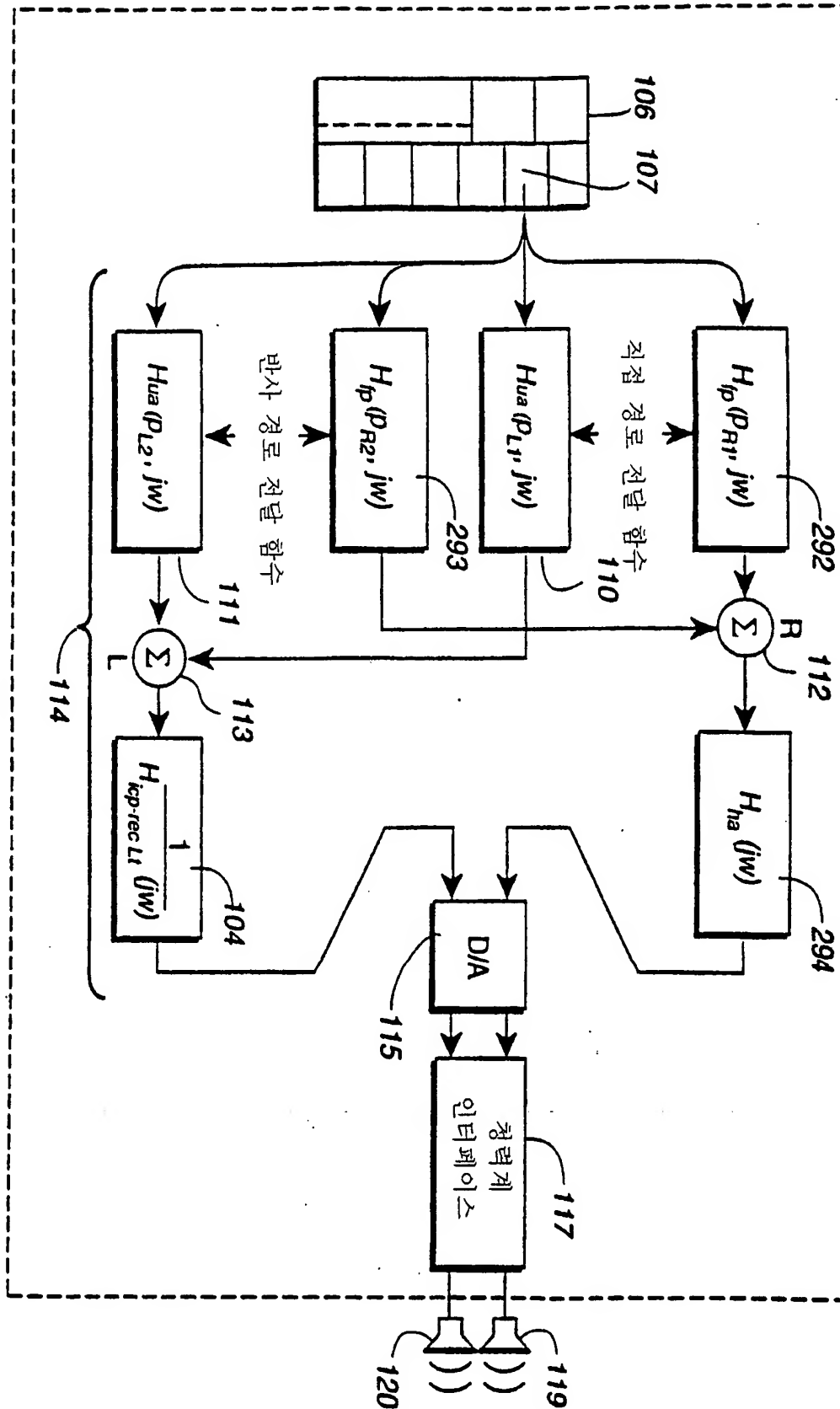
도면32



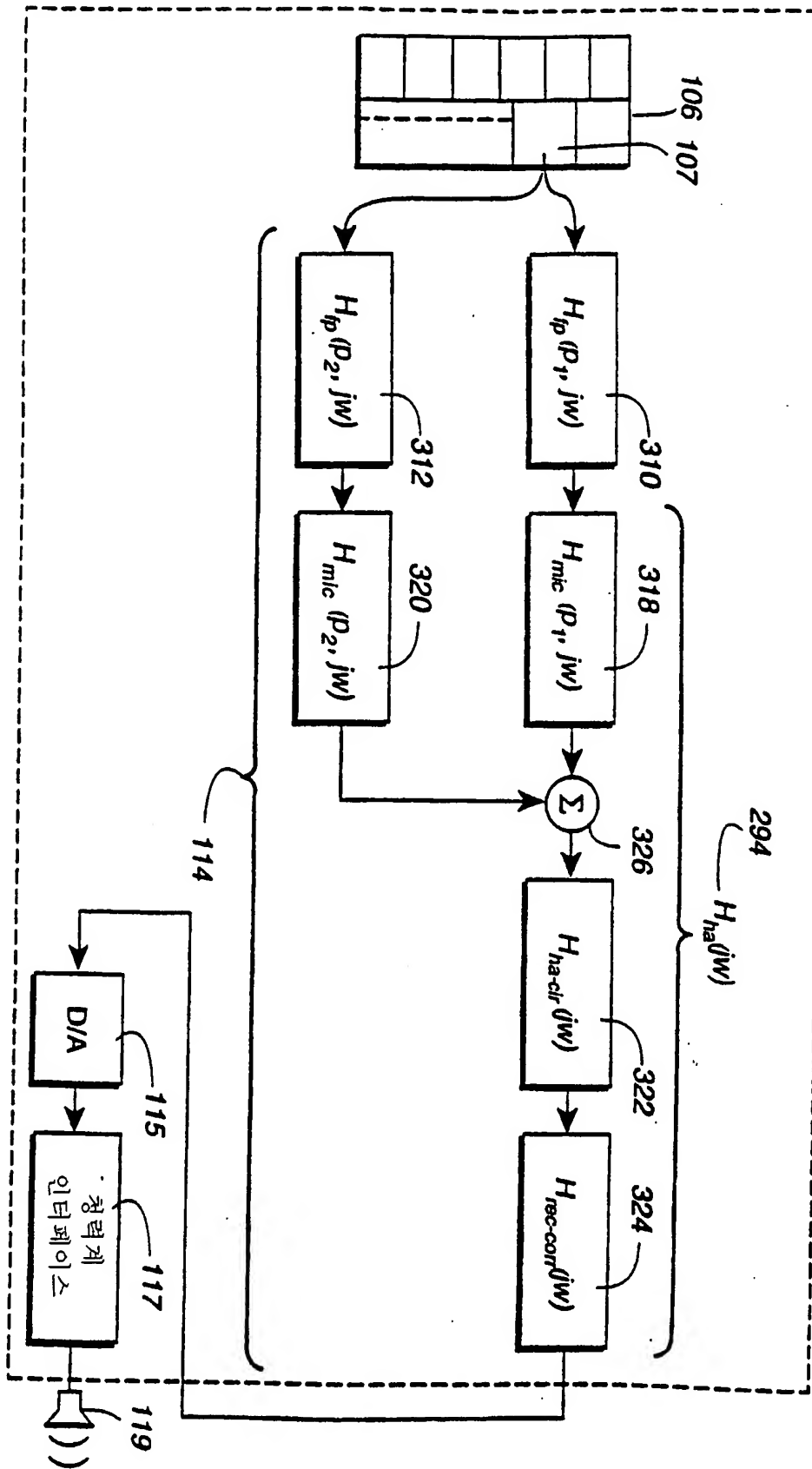
도면33



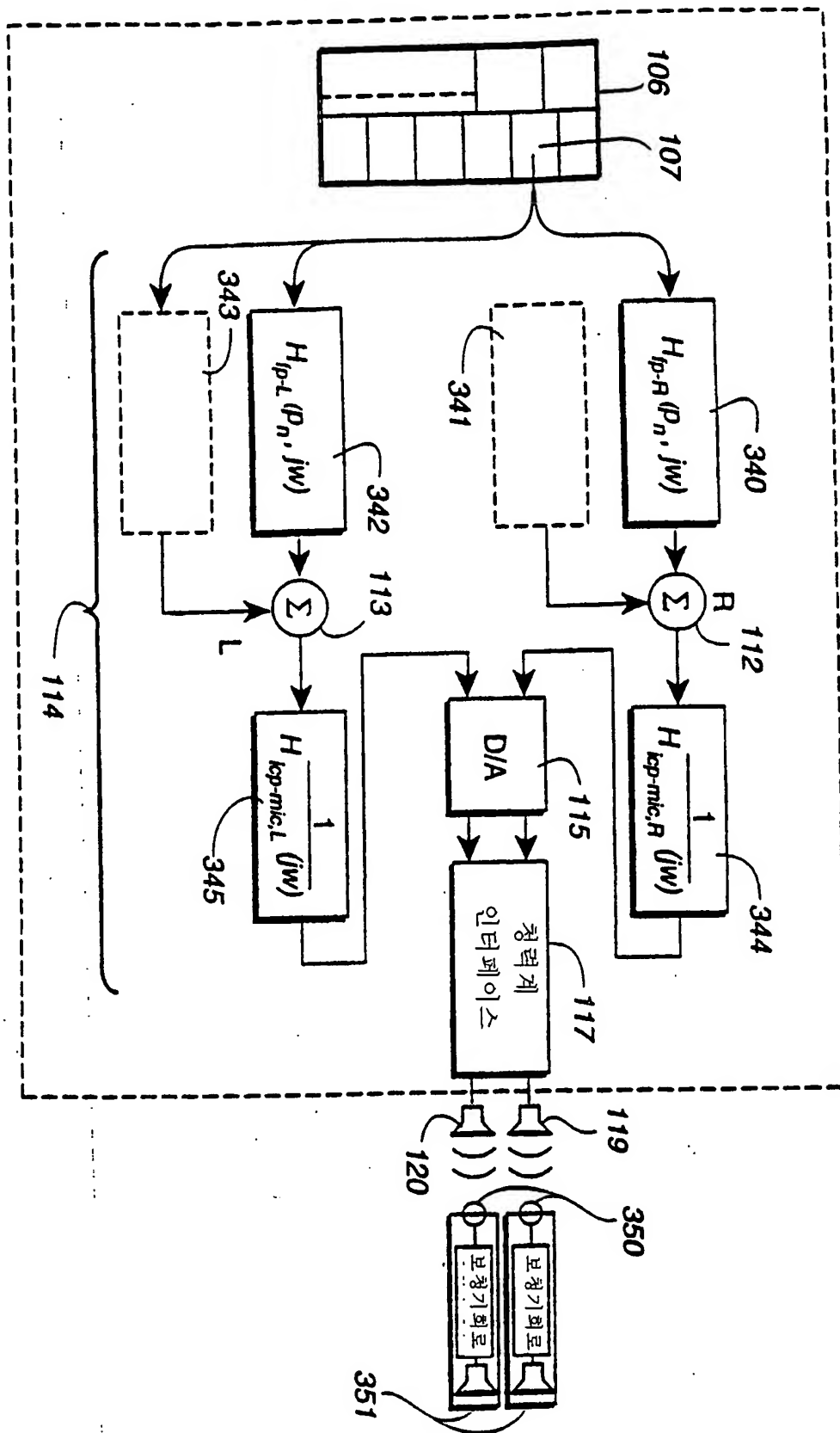
도면 34



도면35



도면 36



도면 37

